



# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM VINIL POLISILOXANO APÓS DESINFECÇÃO E ESTERILIZAÇÃO**

Trabalho submetido por  
**Ana Alícia Infante**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**setembro de 2015**





# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM VINIL POLISILOXANO APÓS DESINFECÇÃO E ESTERILIZAÇÃO**

Trabalho submetido por  
**Ana Alícia Infante**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Doutor Paulo Maurício**

**setembro de 2015**



## DEDICATÓRIA

Aos meus irmãos,

Ao Gilberto, meu anjo da guarda, que se a vida não lhe tivesse roubado o sorriso tão cedo, teria um futuro brilhante e risonho. Estará sempre presente em todos os passos que der. A saudade aperta a cada dia que passa.

E ao Guilherme, meu mais que tudo, espero sempre corresponder às suas expectativas, nunca deixando de ser o seu exemplo.



## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu Orientador, Professor Doutor Paulo Maurício, por ter aceite orientar este trabalho e por toda a ajuda que me foi proporcionando ao longo da sua concretização.

Ao Professor Francisco Martins pela paciência, disponibilidade e apoio que me facultou no decorrer do trabalho.

Ao meu pai, que apesar de todas as vicissitudes que a vida nos deu, nunca me cortou as asas. A pessoa que hoje sou, devo-a a ele.

À minha avó Zi, pelo carinho e ajuda. Sem ela não teria sido possível embarcar nesta aventura, a realização deste curso.

Aos meus amigos, em especial à Joana Galvão e Lúcia Vitorino, que me acompanharam ao longo do meu percurso académico. A eles agradeço as horas de estudo, as festas, o companheirismo e também os maus momentos. Terão sempre um lugar no meu coração.

À Doutora Fernanda Saraiva do Instituto Português da Qualidade, que esteve sempre disponível para prestar ajuda.

À marca 3M ESPE pelo material cedido para a realização do estudo.





## RESUMO

**Objetivo:** Estudar as alterações dimensionais do silicone Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup> Penta Super Quick da 3M ESPE, aquando da desinfeção com Hipoclorito de Sódio a 5,25% e esterilização por autoclavagem.

**Materiais e Métodos:** Foram confeccionadas 90 amostras do vinil polixiloxano através de uma matriz metálica com as especificações nº 19 da ADA e ISO 4823:2000 relativa a este material. As amostras foram divididas em 9 grupos, todos eles de 10. Os primeiros 3 correspondem ao Controlo, os 4, 5 e 6 às amostras submetidas a desinfeção com Hipoclorito de Sódio a 5,25% durante 10 minutos e os restantes a esterilização por autoclave a 134°C. Todas as amostras foram medidas em 3 tempos (0 Horas, 24H e 1 semana) sendo que os grupos 4, 5, 6, 7, 8 e 9 tiveram uma outra medição, logo após o método a que foram submetidos. Para o estudo da estabilidade dimensional foram lidas as linhas de 50, 20 e 75 micra através de um Interferómetro de Michelson.

**Resultados:** Para a análise estatística foi utilizado o programa IBM SPSS Statistics – versão 20.0. O grupo que sofreu maior alteração dimensional foi o submetido a esterilização com autoclave, nomeadamente após as 24 horas. O grupo hipoclorito de sódio não sofreu grandes alterações até ao tempo T=24Horas.

**Conclusão:** As alterações dimensionais observadas não são, segundo a especificação nº 19 da ADA, clinicamente significativas. Conclui-se, então, que se deve proceder sempre à desinfeção e/ou esterilização do material de impressão. Nos casos da desinfeção com Hipoclorito de Sódio e esterilização com Autoclave o vazamento a gesso deve ser feito até às 24 Horas.

**Palavras-Chave:** Vinil Polixiloxano; Alteração dimensional; Desinfeção; Esterilização; Interferómetro



## ABSTRACT

**Objectives:** Study the dimensional changes of the silicon Imprint 4 Preliminary™ Penta Super Quick da 3M ESPE, when disinfection with sodium hypochlorite 5,25% and sterilization by autoclaving

**Materials and Methods:** 90 samples were made of vinyl polixiloxano through a metal matrix with the specifications ADA No. 19 and ISO 4823: 2000 on this material. The samples were divided into 9 groups, with 10 samples each. The first 3 correspond to Control, 4, 5 and 6 to the samples subjected to disinfection with sodium hypochlorite at 5.25% for 10 minutes and the remaining sterilization by autoclaving to 134 ° C. All samples were measured 3 times (0 hours, 24 hours and 1 week) wherein the groups 4, 5, 6, 7, 8 and 9 had another measurement after the method to which they were submitted. To study the dimensional stability were read lines 50, 20 and 75 micron using a Michelson Interferometer.

**Results:** For the analyses was used the IBM SPSS Statistics Program, version 20.0. The group which underwent the largest dimensional change was subjected to sterilization with autoclave, and in particular after 24 hours. The group sodium hypochlorite at 5.25% has not changed much until the time T = 24Hours.

**Conclusion:** The observed dimensional changes are not, according to the ADA Specification no. 19, clinically significant. It follows then that one should always proceed with the disinfection and /or sterilization of the material. In the case of disinfection with sodium hypochlorite and sterilization with autoclave pouring plaster must be made up to 24 hours.

**Key Words:** Polyvinylsiloxane; Dimensional changes; Desinfection; Sterilization; Interferometer



# ÍNDICE GERAL

Índice de Figuras.....	12
Índice de Tabelas.....	13
Índice de Gráficos.....	14
Lista de Abreviaturas.....	15
Introdução.....	17
Objetivo.....	29
Hipóteses.....	30
<b>Materiais e métodos</b>	
Materiais.....	31
Métodos.....	36
Resultados.....	43
Discussão.....	52
Conclusão.....	61
Bibliografia.....	62
Anexos.....	67

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Material de Impressão Imprint 4 Preliminary™ da 3M ESPE.....	31
Figura 2 - Pentamix 2 da 3M ESPE™.....	31
Figura 3 - Matriz metálica / “block test”.....	32
Figura 4 - Anel metálico / “ring mould”.....	32
Figura 5 - Hipoclorito de Sódio a 5,25%.....	33
Figura 6 - Autoclave da marca Centroclave.....	33
Figura 7 - Aparelho de ultrassons.....	34
Figura 8 – Recipiente com termómetro e aquecedor.....	34
Figura 9 - Interferómetro de Michelson.....	35
Figura 10 - Matriz metálica (visão lateral) segundo ISO 4823:2000.....	37
Figura 11 - Anel metálica (visão superior) segundo ISO 4823:2000.....	37
Figura 12 – Matriz metálica (visão superior) e respectivas linhas, segundo ISO 4823:2000.....	38
Figura 13 - Matriz metálica com marca correspondente à linha das 50 micra.....	38
Figura 14 – Anel metálico (visão lateral) segundo ISO 4823:2000.....	38
Figura 15 – Matriz metálica com anel.....	39
Figura 16 – Placa metálica com folha de polietileno por cima da matriz metálica.....	39
Figura 17 – Banho maria a 35°C com pesos de 5 e 2 quilograma em cima de placa metálica.....	40
Figura 18– Amostras após serem retiradas do banho-maria.....	40
Figura 19– Amostra 43, frente (à esquerda) e verso (à direita).....	40

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Características do material de acordo com o fabricante.....	36
Tabela 2 – Amostras dos diferentes grupos.....	36
Tabela 3 – Esquema de medições das amostras.....	41
Tabela 4 – Teste de normalidade das amostras.....	43
Tabela 5 – Estatística descritiva dos Grupos.....	44
Tabela 6– Resultados teste Pairwise para os grupos Hipoclorito e Autoclave.....	46
Tabela 7– Comparação dos vários grupos em função dos tempos de medição.....	48
Tabela 8 – Resultados teste Hoc Post para os vários grupos.....	50

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Representação gráfica da alteração dimensional (%) em função do tempo, para os vários grupos.....	45
Gráfico 2 – Representação gráfica das médias das alterações dimensionais em função do tempo.....	49



## **LISTA ABREVIATURAS**

ADA – American Dental Association

CDC - Centro de Controlo e Prevenção da Doença

IPQ – Instituto Português da Qualidade

ISO – Internacional Organization for Standardization

HIV – Vírus da Imunodeficiência Humana

OSHA - Occupational Safety and Health Association

PVS – Vinil Polisiloxano



## INTRODUÇÃO

A tomada de impressões é um passo importante aquando da efetivação de tratamentos de reabilitação oral como coroas, pontes e próteses removíveis (Chandran, Jagger, Jagger, & Barbour, 2010) e a sua correta realização pode ditar parte do sucesso dos tratamentos (Balkenhol, Haunschild, Erbe, & Wöstmann, 2010; Marković *et al.*, 2012; Sinobad *et al.*, 2014). As impressões são o negativo das estruturas da cavidade oral (Marković *et al.*, 2012), quer dos dentes a reabilitar como também das estruturas adjacentes (Pereira, Murata, Valle, Ghizoni, & Shiratori, 2010). É crucial que copiem a topografia de forma exata e para o efeito o material de impressão tem de ser preciso e estável (Kotsiomiti, Tziella, & Hatjivasiliou, 2008; Lemos, Oliveira, Pereira, & Ferreira, 2010).

O sucesso da reabilitação fixa depende de variados fatores, nomeadamente da estabilidade dimensional dos materiais de impressão (Kambhampati, Subhash, Vijay, & Das, 2014; Marković *et al.*, 2012), da técnica usada (Pereira *et al.*, 2010), da escolha do material de impressão (Sinobad *et al.*, 2014), das precauções a ter com o mesmo (Garrofe, Ferrari, Picca, & Kaplan, 2011) e ainda das condições da cavidade oral (Balkenhol *et al.*, 2010).

Acontece que as alterações dimensionais que ocorrem nas impressões são transferidas para o gesso, ocorrendo uma compensação aquando da solidificação do gesso, facto que permite afirmar que os modelos em gesso acabam por ser mais próximos do original do que as impressões (Kotsiomiti *et al.*, 2008).

Ter conhecimento das propriedades físicas e biológicas, bem como das vantagens e desvantagens de cada um dos materiais de impressão, é importante para uma adequada aplicação dos mesmos e consequentemente para o sucesso da reabilitação (Marković *et al.*, 2012; Mesquita *et al.*, 2012).

É um facto que os materiais têm vindo a sofrer alterações ao longo do tempo, de forma a melhorar as suas propriedades (Franco, da Cunha, & Benetti, 2007).

O material de impressão ideal é aquele que tem a capacidade de reproduzir com precisão os detalhes das estruturas dentárias sem sofrer qualquer tipo de distorção e

alteração dimensional, bem como ter um tempo de trabalho e de presa ideais. Deve ainda ser biocompatível, possuir cor e gosto agradáveis, ser fácil de manusear, ser económico e ter consistência e textura satisfatória (Bustamante, Paraventi, Sérgio, & Prótese, n.d.).

Acresce referir que a estabilidade dimensional dos materiais de impressão é a chave para uma reprodução fiel da cavidade oral (Bustamante *et al.*, n.d.; Lemos *et al.*, 2010).

São variados os materiais de impressão. Podem ser divididos em dois grandes grupos, os elásticos, nos quais se enquadram os hidrocolóides e os elastómeros e os não elásticos, correspondentes à godiva, gesso e ainda pasta de óxido de zinco e eugenol (Anusavive *et al.*, 2005).

Relativamente aos materiais elásticos, os hidrocolóides, por sua vez, estão divididos em ágar-ágar e alginato, enquanto que os elastómeros incluem polissulfeto, poliéster, silicones de condensação e de adição (Chandran *et al.*, 2010; Chen, Liang, & Chen, 2004; Leão, Pinto, Sponchiado, & Ornaghi, 2014).

Sendo que o material em estudo é um silicone de adição com indicação para impressões preliminares, vem competir no mercado com os tradicionais alginatos, usados para o mesmo fim.

O alginato é um hidrocolóide irreversível e é dos materiais mais usados em medicina dentária pelo fácil manuseio, pelo baixo custo e ainda pela boa tolerância a este por parte dos pacientes (Acid *et al.*, 2011; Amorim *et al.*, 2015; Renato, Zuim, & Máximo, 2003).

Uma das desvantagens deste material é a sua instabilidade dimensional devido à sinerése e embebição (Amorim *et al.*, 2015). Desta forma obriga a ter alguns cuidados aquando a sua manipulação e vazamento, ou seja, devem ser respeitadas as quantidades de pó e de líquido utilizados e necessita ser vazado assim que retirado da cavidade oral (Acid *et al.*, 2011; Amorim *et al.*, 2015).

O alginato, tal como os restantes materiais de impressão é propenso ao crescimento de microorganismos (Lara, Pedrosa, Alexandre, & Sinhoreti, 2012).

De todos os materiais, os que possuem uma maior estabilidade dimensional são os elastómeros (Chen *et al.*, 2004), sendo estes os materiais mais utilizados (Chandran *et al.*, 2010).

O uso de elastómeros em Medicina Dentária teve início em meados do ano 1950 (Vitti, Leonardo, & Consani, 2010) e desde aí que têm sido os materiais mais usados devido à sua capacidade de reproduzir detalhes, precisão e estabilidade dimensional (Powers, Wataha, 2013).

Os elastómeros são materiais borrachóides que possuem carga na sua composição e de acordo com a sua quantidade têm várias viscosidades: leve, média, pesada e densa (Bustamante *et al.*, n.d.). Esta característica é inerente ao escoamento do material (Anusavive *et al.*, 2005) e a diversidade de viscosidades permite o uso de diversas técnicas de impressão (Leão *et al.*, 2014).

Os elastómeros são materiais com capacidade em deformar-se perante tensões e cuja deformação depende da duração da tensão (Abate, *et al.*, 2009). São compostos por polímeros ligados em rede que lhes conferem consistência borrachóide (Marković *et al.*, 2012). Estes materiais são normalmente utilizados para reproduzir tecidos moles, dentes e estruturas adjacentes (Kronström, Johnson, & Hompesch, 2010).

Os silicones de adição, também denominados por vinis polixiloxanos, são compostos por duas pastas, uma com baixo peso molecular e outra com ácido platina como catalisador (Powers, Wataha, 2013). Têm reação de presa a partir do grupo terminal de etileno ou vinil em conjunto com os grupos hidretos, através da ação do ácido de platina. Desta reação resulta hidrogénio na forma de gás, devido à interação entre a humidade e os hidretos residuais existente no polímero de base, não havendo a formação de subprodutos (Leão *et al.*, 2014; Vitti *et al.*, 2010). Facto que confere a estes materiais uma estabilidade dimensional superior quando comparados com os silicones de condensação, nos quais há libertação de subprodutos (Vitti *et al.*, 2010)

Clinicamente, a diferença mais revelante entre os silicones de adição e os de condensação é a estabilidade dimensional, já que os materiais têm propriedades mecânicas semelhantes (Marković *et al.*, 2012).

Este tipo de material de impressão é hidrófobo e portanto não tem afinidade com a água, facto que faz com que as impressões sejam influenciadas pela humidade existente na

cavidade oral e também torne difícil o vazamento destas a gesso (Abate, *et al.*, 2009; Raipure & Kharsan, 2014). Em conformidade, os silicones têm vindo a sofrer alterações na sua composição para colmatar este problema, através da adição de surfatantes que lhes conferem hidrofília (Hiraguchi, Kaketani, Hirose, Kikuchi, & Yoneyama, 2013). Estas alterações, se por um lado melhoram a impressão quando se verifica o vazamento a gesso, por outro lado podem alterar as características de absorção de desinfetantes, aportando variações na impressão e precisão dimensional (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007). Com efeito o desinfetante faz com que o material de impressão fique menos hidrofílico, realidade que é responsável pelos fabricantes optarem por adicionarem maior quantidade de surfatantes na composição destes materiais, sabendo que estes terão ainda mais alterações dimensionais ao serem postos em contacto com soluções desinfetantes (Hiraguchi *et al.*, 2013).

Tanto os silicones de adição como os alginatos têm sofrido modificações no sentido de melhorar o seu uso para garantir uma melhor estabilidade dimensional dos materiais dentários (Martin, Martin, & Jedynakiewicz, 2007).

Os materiais de impressão elásticos, tendo propriedades viscoelásticas, têm a capacidade de recuperar elasticamente após a deformação (Balkenhol *et al.*, 2010)

A escolha dos silicones de adição como um dos materiais de impressão de eleição prende-se com factores como o fácil uso, capacidade de moldagem, dureza após a reação de polimerização, menor custo (Assunção, Marinho, Dos Santos, Gennari Filho, & Goiato, 2006) e ainda excelente estabilidade dimensional (Kambhampati *et al.*, 2014). São usados principalmente para trabalhos de prótese fixa (Marković *et al.*, 2012).

Os silicones de adição, em conjunto com os poliéteres, são os materiais de eleição pela sua estabilidade e precisão dimensional, bem como o grande tempo de trabalho que possuem (Garrofe *et al.*, 2011).

Os silicones, quer de adição quer de condensação, são os materiais que possuem melhor integridade da sua superfície quando em contacto com materiais desinfetantes (Amin, 2009).

Segundo Che *et al.* (2004), quanto maior for a viscosidade maior será a estabilidade dimensional, já que ocorre menos constrição do material.

A estabilidade dimensional é considerada a capacidade do material manter a sua forma e tamanho e de reproduzir com exatidão a informação para o gesso (Goel, Gupta, Solanki, & Nayak, 2014; Leão *et al.*, 2014). Depende de variados fatores, como a evaporação de componentes voláteis dos materiais de impressão, a expansão dos gessos (Franco *et al.*, 2007) e até mesmo da forma como a impressão é removida da cavidade oral.

Dos materiais de impressão, os poliéteres e os vinil polixiloxano são considerados os que apresentam maior estabilidade dimensional (Franco *et al.*, 2007).

Estudar o material em si ou através de modelos em gesso, obtidos através de impressões tendo em consideração que ocorre sempre contração destas e que esta é compensada com a expansão do gesso, são as duas formas de estudar a estabilidade dimensional de um material de impressão (Garrofe *et al.*, 2011).

A precisão é a capacidade de reproduzir os detalhes da área impressa, que depende de diversos fatores como a viscosidade, molhabilidade e plasticidade do material e também é a capacidade de manter a dimensão original que é afetada pela contração de polimerização e recuperação elástica (Kotsiomiti *et al.*, 2008).

A precisão, bem como a estabilidade dimensional são fatores importantes na medida em que as impressões sofrem alterações, podendo ter como resultado modelos de gesso imprecisos e consequentemente trabalhos protéticos desajustados (Chandran *et al.*, 2010).

Existem diversas formas de melhorar a precisão. Controlar a temperatura do consultório, usar técnicas de dupla impressão e usar moldeiras individuais, são as mais comuns (Chen *et al.*, 2004).

A distorção dos materiais deve-se não só ao tipo de material como também à técnica usada, à pressão exercida durante a mesma, à incompleta polimerização do material aquando da retirada do mesmo da cavidade oral (Kambhampati *et al.*, 2014), à viscosidade, à quantidade de material existente entre a moldeira e as estruturas a moldar, ao tempo gasto até vazar o modelo e à temperatura da cavidade oral de cada paciente, entre outros (Vitti *et al.*, 2010).

Segundo Kambhampati S, *et al.* (2014) e Garrofé, A, *et al.* (2011) existem diversos fatores a ter em conta quando se pretende diminuir a distorção:

- Contração de polimerização;
- Libertação de subprodutos;
- Contração/ expansão devido a alteração de temperatura;
- Recuperação incompleta da deformação devido ao comportamento viscoelástico dos materiais;
- Falta de aderência do material à moldeira de impressão;
- Falta de retenção mecânica dos materiais;
- Desenvolvimento da elasticidade do material antes de colocar a moldeira em boca;
- Excesso de material;
- Pressão contínua sobre o material de impressão que já desenvolveu as propriedades elásticas;
- Movimento da moldeira durante a impressão;
- Remoção precoce da moldeira;
- Remoção da moldeira de forma incorreta.

No caso específico dos elastómeros, como referido anteriormente, é possível haver recuperação após deformação, sendo que para isso é preciso ter em mente a quantidade de material bem como o tempo de polimerização (Balkenhol *et al.*, 2010). Ao aumentar o tempo do material na cavidade oral, melhoramos as suas propriedades viscoelásticas e consequentemente haverá menos deformação e portanto mais precisão (Balkenhol *et al.*, 2010; (Pereira *et al.*, 2010).

Os profissionais de saúde oral durante a sua prática clínica são, normalmente, expostos a variados microorganismos provenientes da saliva e sangue dos pacientes (Abdelaziz, Hassan, & Hodges, 2004). As impressões dentárias são meios de transmissão de fluidos infetados, contribuindo para a infeção cruzada entre pacientes, médicos dentistas e os técnicos de prótese (Giammanco *et al.*, 2009; Goel *et al.*, 2014; Surendra, Anjum, Babu, & Shetty, 2011), através de agentes patogénicos como é o caso da Hepatite B (Martin *et al.*, 2007).



A cavidade oral possui inúmeros microorganismos, mas a infecção cruzada não se transmite apenas do paciente para o médico dentista. O contrário também acontece e portanto é imperativo tomar medidas por forma a evitar esta situação, nunca esquecendo que os sintomas de muitas doenças são tardios ou até mesmo assintomáticos (Laheij, Kistler, Belibasakis, Välimaa, & de Soet, 2012).

Os materiais a serem desinfetados e/ou esterilizados podem ser críticos se houver penetração nos tecidos, semicríticos se existir contacto com mucosas, sangue e saliva e ainda não críticos se existir apenas contacto com pele íntegra (Kollefrath, Savary, & Schwela, 2010)

As impressões dentárias podem estar contaminadas com todas as formas vivas de microorganismos ou seja, vírus, bactérias, fungos (Estafanous, Palenik, & Platt, 2012), leveduras e protozoários (Correia-Sousa *et al.*, 2013).

A maioria dos materiais de impressão tem grande capacidade de reter microorganismos na sua superfície, sendo que os silicones de adição são considerados dos mais retentivos (Silva & Salvador, 2004).

Relativamente ao controlo da infecção cruzada é importante fazer a diferenciação entre os termos desinfeção e esterilização. A esterilização destrói todas as formas vivas de microorganismos incluindo vírus e fungos, enquanto a desinfeção apenas destrói microorganismos específicos (Surendra *et al.*, 2011; Thota, 2014). No caso específico dos elastómeros, são muitas vezes usados em conjunto, ou seja, sofrem processo de desinfeção seguido de autoclavagem (Surendra *et al.*, 2011).

A desinfeção é definida como sendo a remoção e morte de agentes patogénicos capazes de desencadear uma infecção (Goel *et al.*, 2014), sendo um método de controlo simples, mas menos efetivo que a esterilização já que, contrariamente a esta, não tem a capacidade de matar esporos bacterianos (Abdelaziz *et al.*, 2004). A desinfeção tem como objetivo eliminar os microorganismos da superfície das impressões (Martin *et al.*, 2007).

Alguns fabricantes, com o intuito de minimizar a infecção cruzada, adicionam desinfetante ao gesso dentário (Goel *et al.*, 2014). O gesso dentário também é um potencial meio de contaminação cruzada (Estafanous *et al.*, 2012), pois os microorganismos têm a capacidade de sobreviver na superfície dos materiais e passar

para os modelos de gesso nas primeiras 24 horas após o vazamento da impressão (Dulaimi, Al-wahab, Technologies, & Technologies, 2012).

Não sendo suficiente a passagem dos materiais por água para os remover tem que se optar por outros métodos, nomeadamente a desinfecção e esterilização (Abdelaziz *et al.*, 2004; Carvalho, Gonçalves, Rosa, & Pereira, 2006; Melilli, Rallo, Cassaro, & Pizzo, 2008). A desinfecção evita, assim, a transmissão de doenças como a Hepatite B, tuberculose, Vírus da Imunodeficiência Humana (HIV) (Xavier Lepe & Johnson, 1997), vírus do Herpes (Sinobad *et al.*, 2014), infeções por estafilococcus (Ivanis, 2000) e até mesmo gripes (Goiato *et al.*, 2003).

A desinfecção de materiais, como prática de rotina, teve início em meados do século 20, altura em que apareceram muitos casos de pessoas infetadas com HIV e se sentiu a necessidade de tomar medidas de controlo de infeções na prática dentária uma vez que os materiais em contacto com a cavidade oral têm muitos microorganismos patogénicos (Sinobad *et al.*, 2014); (Kotsiomiti *et al.*, 2008).

Já em 1991 a Occupational Safety and Health Association (OSHA) chamou a atenção para a necessidade de haver controlo da infeção (Rios, Morgano, Stein, & Rose, 1996).

Ainda que após a tomada de impressão e até mesmo após a passagem desta por água, etapa fundamental na remoção de detritos de sangue e saliva (Correia-Sousa *et al.*, 2013), a quantidade de microorganismos reduza muito, continua a ser possível a passagem destes para os modelos de gesso (Kotsiomiti *et al.*, 2008; Silva & Salvador, 2004; Sinobad *et al.*, 2014). Mesmo após o vazamento destas a gesso os microorganismos têm capacidade de sobreviver (Melilli *et al.*, 2008). Desta forma é obrigatório o uso de métodos de desinfecção (Kotsiomiti *et al.*, 2008) ou esterilização (Surendra *et al.*, 2011).

Muitas vezes as impressões são enviadas para o laboratório em sacos de plástico, o que potencia a proliferação e sobrevivência de microorganismos devido à humidade. Desta forma há uma maior propensão a formarem-se camadas de colónias na superfície dos materiais (Giammanco *et al.*, 2009; Thota, 2014).

Existem diversos fatores a ter em consideração no momento da escolha do método de desinfecção, nomeadamente a eficácia bacteriana dos procedimentos de desinfecção e

também o efeito destes na estabilidade dimensional dos materiais de impressão (Goel *et al.*, 2014; Kotsiomiti *et al.*, 2008; Melilli *et al.*, 2008).

A eficácia da desinfecção sobre os microorganismos depende do tipo de desinfetante, do método usado, do tempo e do tipo de material de impressão (Estafanous *et al.*, 2012).

Existem diversos métodos de desinfecção, particularmente a do óxido de etileno, autoclave, microondas, radiação ultravioleta e desinfecção química (Kotsiomiti *et al.*, 2008).

No que diz respeito aos dois métodos de desinfecção química, a imersão tem sido defendida como sendo melhor que o spray na medida em que o desinfetante entra em contacto com a totalidade do material (Rios *et al.*, 1996) e para além disso tem baixo risco de inalação (Estafanous *et al.*, 2012; Felton & Lang, 1998; Kotsiomiti *et al.*, 2008; Xavier Lepe & Johnson, 1997; Melilli *et al.*, 2008). No entanto, a imersão tem a desvantagem de estar sujeita a provocar mais alterações dimensionais, o que se repercute no trabalho protético final (Melilli *et al.*, 2008). A desinfecção por meio de spray, por sua vez, produz menos alterações nos materiais (Silva & Salvador, 2004) e tem alto risco de inalação (Correia-Sousa *et al.*, 2013).

Apesar do referido anteriormente, os dois processos de desinfecção química têm comportamento antimicrobiano semelhante (Correia-Sousa *et al.*, 2013).

O desinfetante ideal deve ter ação antimicrobiana eficaz e não alterar as características da superfície, nomeadamente a estabilidade dimensional do material de impressão e consequentemente dos modelos de gesso (Dulaimi *et al.*, 2012).

Existem diversos desinfetantes, mas os mais usuais são o hipoclorito de sódio, glutaraldeído e metabissulfito de sódio (Martin *et al.*, 2007), fenois (Estafanous *et al.*, 2012) e clorohexidina (Correia-Sousa *et al.*, 2013).

O hipoclorito de sódio é um desinfetante que tem ação eficaz contra bactérias e vírus, incluindo vírus da Hepatite B e da Imunodeficiência Humana (Kumar *et al.*, 2011).

O glutaraldeído e o hipoclorito de sódio são considerados desinfetantes com pouca capacidade de alterar as propriedades físicas dos materiais de impressão (Kumar *et al.*, 2011).

Sendo a imersão o método de desinfecção privilegiado no caso dos elastómeros, já nos materiais hidrocolóides não o será, na medida em que possuem elevada hidrofília (Xavier Lepe & Johnson, 1997).

Relativamente às impressões dentárias, é imperativo a desinfecção antes do envio para o laboratório (Kotsiomi *et al.*, 2008), por forma a evitar o contacto de fluídos infetados por parte dos técnicos do laboratório (Goel *et al.*, 2014; Hiraguchi *et al.*, 2013; Kotsiomi *et al.*, 2008).

No laboratório é tido em conta se os materiais foram ou não sujeitos a processo de desinfecção ou esterilização, mas o que acontece amiúde é que não têm informação e acabam por desinfetar, chegando a deixar as impressões no material desinfetante durante toda a noite (X Lepe, Johnson, & Berg, 1995).

Para um bom controlo da infeção cruzada, bem como para o sucesso de qualquer reabilitação, é fundamental existir uma boa interação entre o consultório e o laboratório com o qual se trabalha (Dulaimi *et al.*, 2012). Muitos laboratórios referem não receber de forma adequada informações sobre a desinfecção dos materiais (Giammanco *et al.*, 2009).

O protocolo de desinfecção tem sofrido alterações. Atualmente, segundo a American Dental Association (ADA), as impressões dentárias devem ser lavadas para remover sangue, saliva e detritos e posteriormente colocados em solução desinfetante como hipoclorito, iodofórmio, glutaraldeído ou fenol antes de serem enviadas para laboratório (Felton & Lang, 1998). O tempo que decorre entre a retirada da impressão da boca do paciente até à desinfecção deve ser o mais breve possível (Estafanous *et al.*, 2012). A eficácia de alguns desinfetantes começa a reduzir-se após 6 horas da impressão realizada (Sinobad *et al.*, 2014).

Relativamente ao tempo de contacto entre as soluções desinfetantes e os materiais de impressão existem autores que defendem que deve ser menos de 30 minutos uma vez que sendo pouco tempo não haverão alterações significativas na superfície dos mesmos (Hiraguchi *et al.*, 2013). Segundo Estafanous *et al.* (2012), Sinobad *et al.*, 2014 e Walker *et al.*, 2007 o tempo ideal é entre os 10 e os 15 minutos para qualquer método de desinfecção química. O desinfetante deve, assim, estar em contacto com os materiais o

mínimo tempo possível, por forma a não provocar alterações nos mesmos (Ivanis, 2000).

Segundo as *guidelines* do Centro de Controlo e Prevenção da Doença (CDC), para o controlo da infeção cruzada, as impressões devem ser manipuladas de forma a evitar a contaminação entre os médicos, pacientes e o meio envolvente o que requer coordenação entre os consultórios e os laboratórios (Estafanous *et al.*, 2012).

*Guidelines* para o controlo da infeção cruzada propõem que todos os materiais dentários, antes de serem enviados para o laboratório, devam ser limpos, enxaguados e desinfetados (Amin, 2009).

A desinfecção quando realizada num curto espaço de tempo pode alterar as impressões na medida em que há alteração da molhabilidade (X Lepe *et al.*, 1995). Neste sentido, se as impressões forem expostas ao desinfetante por mais tempo podem sofrer variações na composição química e na sua superfície, o que determina a variação da molhabilidade (X Lepe *et al.*, 1995).

O facto da desinfecção ser feita num espaço de tempo mais amplo faz com que seja mais fácil a penetração do desinfetante no material e a abrangência da totalidade do mesmo. Ainda assim acarreta a desvantagem de existir maior probabilidade de ocorrerem alterações nas propriedades da superfície do material, nomeadamente a precisão aquando do vazamento a gesso (Hiraguchi *et al.*, 2013).

Dos métodos de esterilização, a autoclave é o mais efetivo (Surendra *et al.*, 2011; Thota, 2014). A temperatura deverá ser 134°C para materiais semicríticos e com duração mínima de 18 minutos (Kollefrath *et al.*, 2010).

No que diz respeito aos modelos de gesso, a redução do tamanho deve-se à expansão dos materiais de impressão que advém da embebição dos mesmos (Hiraguchi *et al.*, 2013).

Existem, também, diversas formas de desinfetar o gesso, através do uso de *spray* ou imersão em desinfetante ou ainda usando gesso já com desinfetante incorporado (Abdullah, 2006; Kumar *et al.*, 2011).

Para a realização deste trabalho foi usada técnica de interferometria, com interferómetro de Michelson, um método com precisão de 0,00001mm. Este aparelho serve para

realizar medições interferométricas de comprimento e fazer calibrações (Fernanda Saraiva, Filipe, Eusébio, & Gentil, 2011).

Com o intuito de medir distâncias lineares, o sistema laser interferométrico é composto por uma unidade *laser*, dois cubos retrorefletores (um fixo e um móvel) e um divisor de feixe (Gonçalves, 2012). O divisor de feixe está colocado entre a unidade laser e o cubo retrorefletor móvel, que se vai movimentando de acordo com as distâncias a medir. O cubo retrorefletor fixo está em contacto com o divisor de feixe (Gonçalves, 2012).

Foi ainda usado um banco de ensaio de 3 metros, um estereomicroscópio e uma fonte luminosa, acoplados os últimos dois ao banco de ensaio.

O laser Hélio- Neon (He-Ne) é estabilizado através de uma célula que absorve iodo e emite um feixe de luz que é dividido em dois por um campo magnético. Os dois feixes obtidos são detetados por fotodetetores e refletidos nos cubos retrorefletores. São emitidas frequências devido ao deslocamento do cubo retrorefletor móvel (Gonçalves, 2012; F Saraiva, Dias, & Gentil, 2006)

O sistema interferométrico compara os sinais de frequência e dá um valor de distância (F Saraiva *et al.*, 2006).

## **OBJETIVO**

Estudar as alterações dimensionais do silicone Imprint 4 Preliminary™ Penta Super Quick da 3M ESPE em três tempos (0 horas, 24 horas e 1 semana) quando não sujeito a processos de desinfecção ou esterilização, após desinfecção química com hipoclorito de sódio a 5,25% e após esterilização em autoclave.

## **HIPÓTESES**

### **Hipótese 1**

Há alteração dimensional do silicone Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup> Penta Super Quick da 3M ESPE quando não é sujeito a qualquer processo de desinfecção ou esterilização, ou quando é sujeito a desinfecção com hipoclorito de sódio a 5,25% ou esterilização em autoclave.

### **Hipótese Nula**

Não ocorre alteração dimensional do silicone Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup> Penta Super Quick da 3M ESPE quando não é sujeito a qualquer processo de desinfecção ou esterilização, ou quando é sujeito a desinfecção com hipoclorito de sódio a 5,25% ou esterilização em autoclave.



## MATERIAIS E MÉTODOS

### MATERIAIS

Para este trabalho foi utilizado o material de impressão Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup> da 3M ESPE (figura 1), um vinil polisiloxano (silicone) tipo 2 de média consistência segundo a ISO 4823:2000 e cuja proporção de mistura é 5:1. Está indicado para impressões de coroas e pontes provisórias, impressões de arcadas antagonistas, impressões de modelo de estudo, impressões preliminares, impressões ortodônticas e impressões para moldeiras de branqueamento e de proteção. Este material tem como tempo de trabalho 1 minuto e tempo de permanência em boca 1 minuto e 30 segundos, à temperatura de 23°C. A mistura foi feita de forma automática, através da Pentamix 2 da 3M ESPE<sup>TM</sup> (figura 2).



Figura 1 – Material de Impressão Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup> da 3M ESPE



Figura 2 – Pentamix 2 da 3M ESPE<sup>TM</sup>

As amostras foram obtidas através de um conjunto de peças que estão de acordo com as normas ISO 4823:2000. Cada conjunto é composto por uma matriz metálica/ “block test” (figura 3) e um anel metálico/ “ring mould” (figura 4).



Figura 3 – Matriz metálica / “block test”



Figura 4 – Anel metálico / “ring mould”

Para a desinfecção química foi utilizado hipoclorito de sódio a 5,25% tamponizado (figura 5). Esta solução foi conseguida no Instituto Superior Egas Moniz através da mistura de 1,129 litros de hipoclorito de sódio na concentração de 100% com 150 g de ácido bórico e também água destilada.



Figura 5 – Hipoclorito de Sódio a 5,25%

A esterilização foi conseguida a partir de um autoclave de marca Centroclave com número de série 53. (figura 6), existente na Clínica Dentária Egas Moniz.



Figura 6 – Autoclave da marca Centroclave

Para limpeza das matrizes metálicas e respetivos anéis foi usado um aparelho de ultrassons da marca Codyson referência CD - 4820 (figura 7), com água.



Figura 7 – Aparelho de ultrassons

Para o banho-maria foi utilizado um recipiente de plástico, com um aquecedor de aquários de forma a que a água estivesse a uma temperatura constante de  $35 \pm 1^\circ\text{C}$ , controle feito por um termómetro (figura 8).



Figura 8 – Recipiente com termómetro e aquecedor

O Interferómetro de Michelson (figura 9), existente no IPQ, foi usado para medir as amostras de silicone. Este aparelho encontra-se unido ao banco de ensaios da SIP de 3 metros, cuja marca é SIP - Societé Genevoise D'Instruments de Physiques, referência 2532<sup>a</sup>02730, composto por diversas partes: laser HP 5508<sup>a</sup> (N/S:2532<sup>a</sup>02730)(1); divisor de feixe (2); cubo retrorrefletor fixo (3); cubo retrorrefletor móvel (4); unidade de controlo de temperatura e pressão (N/S 2948AO2352)(5); banco SIP3002M (6); carro do banco de ensaios da SIP (7); estereomicroscópio com retículo e câmara fotográfica ZEISS STEMI 2000-C (N/S: 0035722) (8); fonte de iluminação SCHOTT KL 1500 (N/S: 208665) (9).

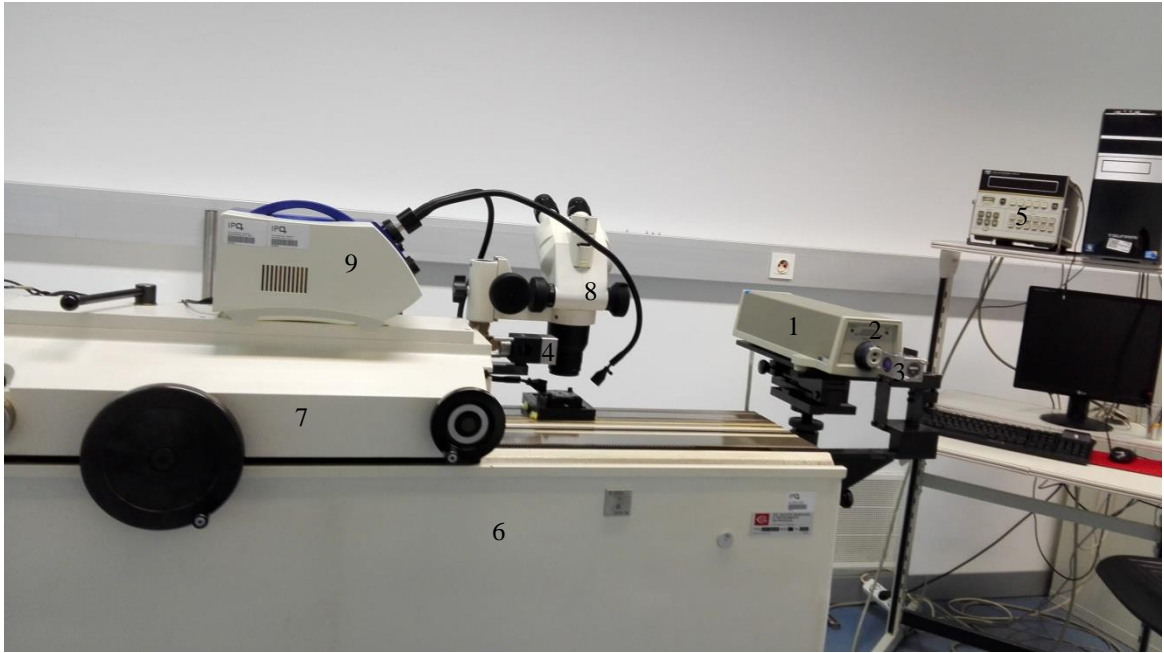


Figura 9 – Interferómetro de Michelson

## MÉTODOS

Para o estudo foi utilizado o silicone Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup>, seguindo as indicações do fabricante e cujas características se encontram resumidas na seguinte tabela:

Tipo (ISO)	2
Consistência	Semifluída
Tempo de Trabalho	1 minuto
Tempo de Presa	1:30 minutos
Linha de referência na matriz	20 micra

Tabela 1 – Características do material de acordo com o fabricante

Foram feitas 90 amostras divididas em 9 grupos. A distribuição dos grupos está representada na tabela que se segue.

	0 Horas	24 Horas	1 Semana
Grupo Controlo	Grupo 1 Amostras 1-10	Grupo 2 Amostras 11-20	Grupo 3 Amostras 21-30
Grupo Hipoclorito de Sódio	Grupo 4 Amostras 31-40	Grupo 5 Amostras 41-50	Grupo 6 Amostras 51-60
Grupo Autoclave	Grupo 7 Amostras 61-70	Grupo 8 Amostras 71-80	Grupo 9 Amostras 81-90

Tabela 2 – Amostras dos diferentes grupos

Os grupos de controlo não foram sujeitos a qualquer tipo de processo de esterilização e desinfecção e foram medidos nos tempos referidos na tabela anterior. Os grupos 4, 5 e 6 foram medidos no tempo zero e imediatamente após imersão das amostras em hipoclorito de sódio na concentração de 5,25 % durante 10 minutos, sendo que as restantes medições são iguais aos grupos de controlo. Por último, os grupos 7, 8 e 9

foram sujeitos a esterilização através de autoclave, sendo que as medições foram exatamente as mesmas que os grupos referentes ao Hipoclorito de Sódio.

Para a realização das amostras foram utilizadas matrizes metálicas (figura 11) e anéis (figura 12) de acordo com a ISO 4823:2000 e com a especificação 19 da ADA.

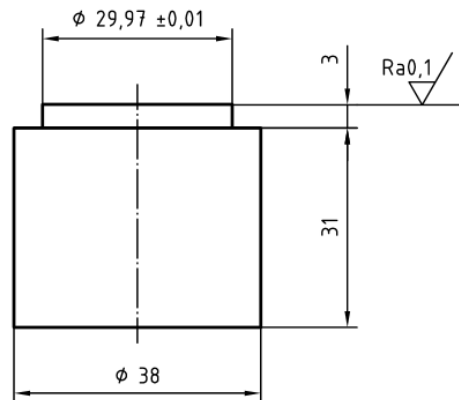


Figura 10 – Matriz metálica (visão lateral) segundo ISO 4823:2000

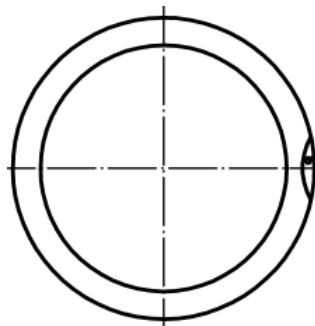


Figura 11 – Anel metálico (visão superior) segundo ISO 4823:2000

Cada matriz tem 3 linhas horizontais (figura 13 - 1,2 e 3), paralelas entre si e 2 verticais (figura 13 – 4 e 5) perpendiculares às anteriores. As linhas horizontais distam umas das outras 2,5 mm e cada uma tem a sua profundidade, sendo que a linha 1 tem 50 micra de profundidade, a linha 2 tem 20 micra e a linha 3 tem 75 micra (figura 13).

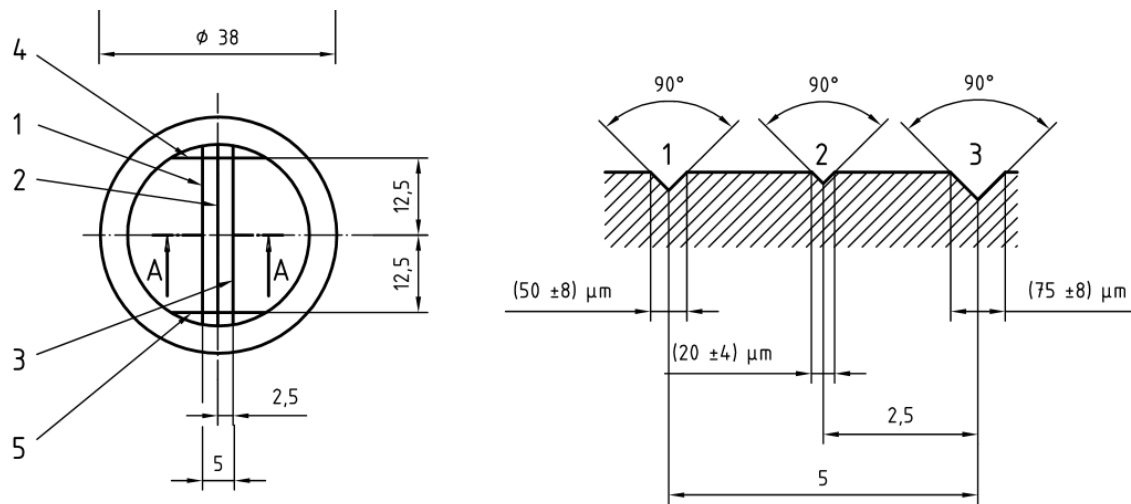


Figura 12 – Matriz metálica (visão superior) e respectivas linhas, segundo ISO 4823:2000



Figura 13 – Matriz metálica com marca correspondente à linha das 50 micra

As linhas horizontais permitem-nos avaliar a reprodução dos detalhes enquanto as verticais permitem-nos estudar a estabilidade dimensional, propósito do estudo.

As matrizes encontram-se numeradas de 1 a 10 e cada uma possui uma marcação que corresponde à linha de 50 micra de profundidade.

Em cima de cada matriz foi colocado um anel com um diâmetro interno de  $30 \pm 0,02$  mm e com altura de 6 mm (figura 15).

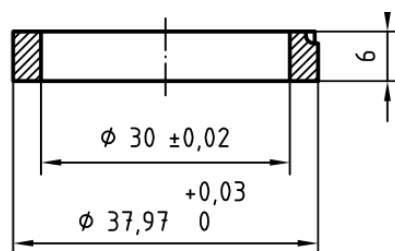


Figura 14 – Anel metálico (visão lateral) segundo ISO 4823:2000





Figura 15 – Matriz metálica com anel

O primeiro passo foi colocar as matrizes e anéis metálicos no ultrassom, da marca Codyson, referência CD – 4820, com água durante 2 ciclos de 10 minutos cada, com o intuito de lavar o material e ainda aumentar-lhe a temperatura. Posteriormente o material foi seco com jato de ar e cada anel foi montado numa matriz.

O material de impressão foi misturado de forma automática através do Pentamix 2, por forma a obter uma mistura homogênea, e depositado em cada uma da matriz. Em cada matriz foi colocado folha de polietileno e por cima uma placa de metal.

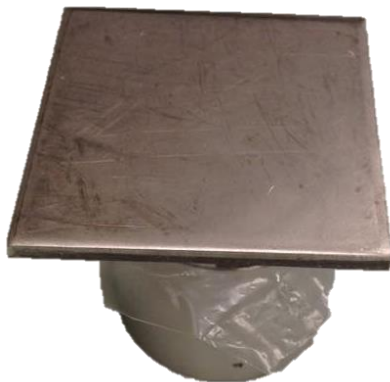


Figura 16 – Placa metálica com folha de polietileno por cima da matriz metálica

Após as matrizes terem sido preenchidas com o silicone de adição, foram colocadas no banho maria a uma temperatura de  $35 \pm 1^\circ\text{C}$  com placa metálica e pesos de 2 e 5 Kg por cima a fim de exercer pressão, de forma a imitar o ambiente da cavidade oral. Tal como o fabricante indica, este procedimento deveria demorar 1 minuto e meio, tempo de presa do material, mas esperou-se mais 3 minutos segundo a especificação nº 19 da ADA, para garantir a polimerização completa do material.



Figura 17 – Banho maria a 35°C com pesos de 5 e 2 quilograma em cima de placa metálica

As matrizes foram retiradas do banho maria (figura 20) e procedeu-se à remoção do silicone tendo o cuidado de marcar o lado da linha correspondente à profundidade de 50 micra, bem como de que amostra se tratava. Por exemplo, se se tratasse da amostra 3 de hipoclorito com tempo de 24 Horas a amostra iria ser marcada com o numero 43 (figura 21).



Figura 18 – Amostras após serem retiradas do banho-maria

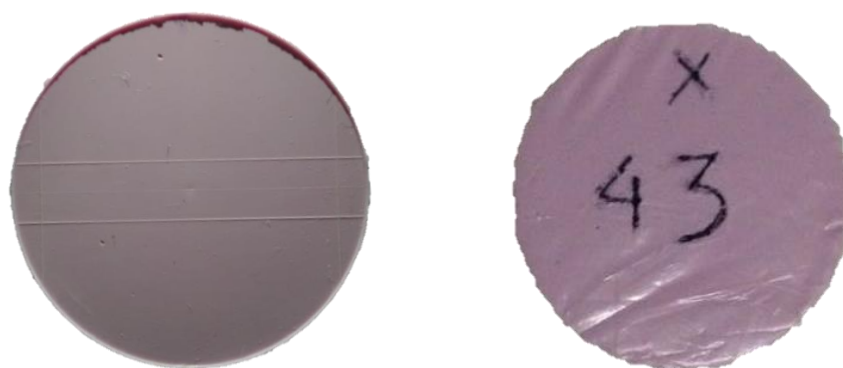


Figura 19 – Amostra 43, frente (à esquerda) e verso (à direita)

Após marcação das amostras, procedeu-se à sua lavagem com água e secagem com jato de ar.

Já com as amostras secas, estas foram vistas ao estereomicroscópio no IPQ. Numa primeira fase foi verificada a viabilidade da cada amostra através da continuidade da linha dos 20 micra, específica para o material de consistência 2, segundo a ISO 4823:2000.

O esquema das medições das amostras está descrito na tabela 3.

	Controlo	Hipoclorito Sódio	Autoclave	Total
T = 0 Horas	Grupos 1, 2 e 3	Grupo 4, 5 e 6	Grupo 7, 8 e 9	90 Medições
T método	-	Grupo 4, 5 e 6	Grupo 7, 8 e 9	60 Medições
T = 24 Horas	Grupo 2 e 3	Grupo 5 e 6	Grupo 8 e 9	60 Medições
T = 1 Semana	Grupo 3	Grupo 6	Grupo 9	30 Medições

Tabela 3 – Esquema de medições das amostras

Os grupos de controlo (1, 2 e 3) foram medidos ao tempo 0 Horas, sendo que apenas os grupos 2 e 3 foram lidos a 24 Horas e apenas o grupo 3 passado uma semana.

Os grupos correspondentes ao Hipoclorito de Sódio foram medidos ao tempo 0 Horas e de seguida foram submetidos ao processo de desinfeção, no qual foram postos durante 10 minutos num recipiente com a solução de Hipoclorito de Sódio de concentração 5,25%. Após a desinfeção foram lavados e secados com jato de ar. Foram medidos depois do processo. Passadas 24 Horas apenas se mediram os grupos 5 e 6 sendo que só o grupo 6 foi lido passados 7 dias.

Os grupos 7, 8 e 9 foram medidos antes de esterilização e logo após serem submetidos a autoclavagem à temperatura de 134°C durante 40 minutos. As amostras dos grupos 8 e 9 foram lidas passadas 24 horas e as do grupo 9 passados 7 dias.

As amostras foram medidas com recurso ao interferómetro de Michelson, tendo sido feita calibração de cinco casas decimais do sistema de controlo. Cada amostra foi colocada no suporte de forma a que a linha dos 50 micra ficasse alinhada perpendicularmente ao banco de ensaio, procurando-se que o erro fosse o mais reduzido possível. O eixo Y da mira do esteromicroscópio foi colocado na face interna da primeira linha vertical (4), no cruzamento com a linha horizontal a medir, e o eixo X colocado a 0,03mm aproximadamente da linha horizontal, obtendo-se assim um primeiro valor, após o que a mira foi deslocada para a face interna da outra linha vertical (5) por forma a obter-se um segundo valor. Assim sendo, foram obtidas 3 distâncias, entre as linhas verticais de cada linha de cada uma das amostras, cumprindo-se o disposto na norma ISO 4823:2000.

A alteração dimensional das amostras foi calculada através da seguinte fórmula, apresentada pela especificação nº 19 da ADA e norma ISO 4823:2000:

$$\text{Alteração Dimensional (\%)} = \frac{(L1 - L2)}{L1} \times 100$$

L1 corresponde à distância entre as linhas verticais 4 e 5 da matriz e L2 à distância entre as linhas 5 e 4 da amostra.

As amostras foram armazenadas, à temperatura ambiente, numa caixa que continha identificação dos vários grupos.

## RESULTADOS

Após a obtenção dos resultados foi utilizado o programa IBM SPSS Statistics – versão 20.0 para analisar as diferenças entre as alterações dimensionais do material em estudo, dos vários métodos.

Para a análise estatística deste trabalho foram usados dois testes, o ANOVA Repeated Measures, para comparar os três métodos (controlo, desinfecção e esterilização) ao longo das várias medições ( T= 0 Horas, Tmétodo, T= 24 Horas e T= 1 semana), e o ANOVA One Way para equiparar os três métodos dentro de cada um dos tempos de medição.

Com o intuito de efetuar o teste ANOVA One Way verificámos primeiramente que não existem outliers e que se trata de uma distribuição normal através do teste Shapiro-Wilk, condições necessárias à realização do teste pretendido.

Métodos	Tempos	Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
Controlo	T0H	0,936	10	0,515
	T24H	0,962	10	0,807
	T1Sem	0,953	10	0,708
Hipoclorito	T0H	0,839	10	0,043
	TM	0,969	10	0,879
	T24H	0,993	10	0,999
	T1Sem	0,98	10	0,968
Autoclave	T0H	0,964	10	0,826
	TM	0,97	10	0,892
	T24H	0,966	10	0,85
	T1Sem	0,889	10	0,166

Tabela 4 – Teste de normalidade das amostras

Neste teste é possível verificar a normalidade da distribuição uma vez que os valores de significância são, à excepção do grupo hipoclorito ao T= 0 Horas, superiores a 0,05 . No grupo hipoclorito ao T= 0 Horas a significância é  $0,043 < 0,05$  e portanto devíamos

excluir a hipótese nula, logo a nossa amostra não iria ter um padrão de normalidade. Como se tratam de 11 grupos e tendo em consideração que este é um teste pouco sensível e que apenas existe um grupo que foge à normalidade, ainda que esteja próximo do valor mínimo, menosprezamos este valor e consideramos que a distribuição é normal.

Métodos	Tempos	Média	Desvio Padrão	Número Amostras
Controlo	T= 0 Horas	0,2889	0,1484	10
	T= 24 Horas	0,3185	0,2052	10
	T= 1 Semana	0,3003	0,2319	10
Hipoclorito	T= 0 Horas	0,5554	0,1254	10
	T método	0,5515	0,1296	10
	T= 24 Horas	0,5628	0,1098	10
	T= 1 Semana	0,6425	0,138	10
Autoclave	T= 0 Horas	0,3144	0,1416	10
	T método	0,2381	0,1473	10
	T= 24 Horas	0,2135	0,1235	10
	T= 1 Semana	0,4277	0,1469	10

Tabela 5 – Estatística descritiva dos Grupos

Através da tabela anterior (5) é possível verificar que relativamente ao grupo controlo no T=0 Horas a média da alteração dimensional vai de 0,14046% a 0,43734%, sendo que o valor do desvio padrão é 0,14844.

Podemos verificar ainda que o grupo que apresenta menor desvio padrão (0,10978) e portanto menor dispersão amostral é o grupo de hipoclorito ao tempo 24 Horas.

Nos grupos de controlo a média da alteração dimensional cresce de forma gradual até às 24 Horas, já nos grupos de hipoclorito, após a desinfecção (T método), a média diminui ligeiramente voltando a aumentar ao longo dos restantes tempos. Nos grupos da

autoclave verifica-se que a média diminuiu à exceção do último tempo, no qual ocorreu um aumento acentuado da mesma.

É ainda possível verificar que nos grupos de controlo ocorreu uma contração das amostras em relação à matriz até às 24 Horas, sendo que após este período houve expansão. Relativamente ao grupo de desinfeção ocorreu contração ao longo do tempo à exceção da medição feita logo após a realização do método. Já no grupo autoclave ocorreu uma expansão até ao tempo 24 Horas, sendo que no tempo 1 Semana se verificou ter havido contração.

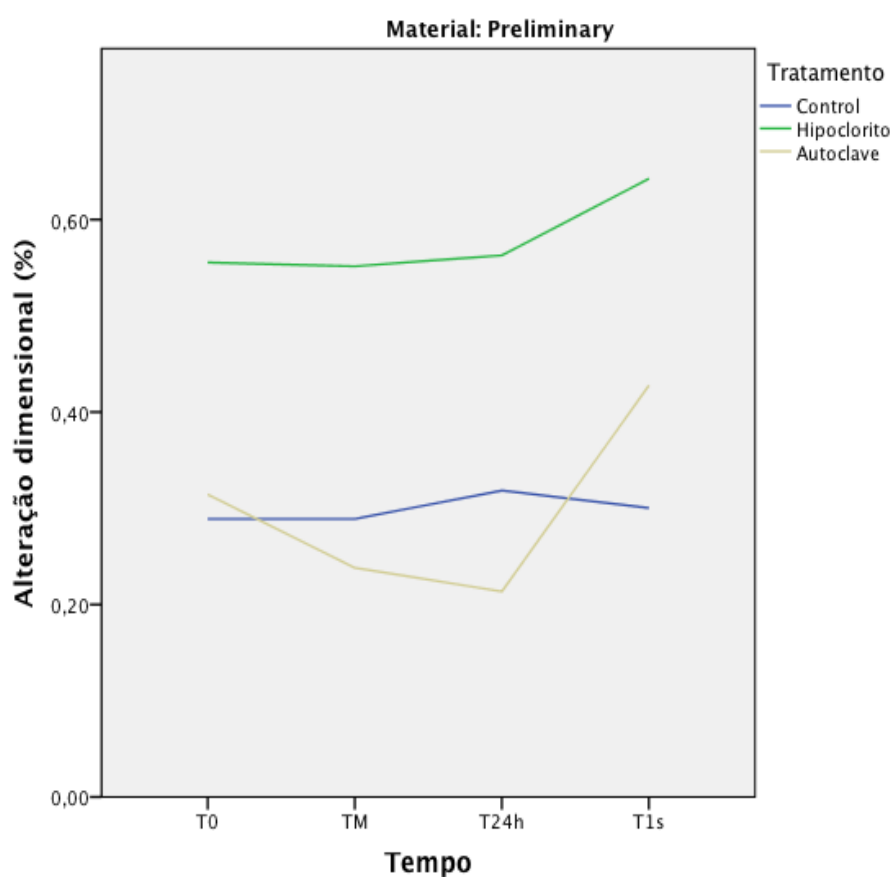


Gráfico 1 – Representação gráfica da alteração dimensional (%) em função do tempo, para os vários grupos

No gráfico 1 podemos confirmar o referido anteriormente, que o grupo com maior média de alteração dimensional foi o de Hipoclorito, sendo que neste houve um aumento gradual, e portanto contração do material em relação à matriz.

Onde se verificou uma subida mais acentuada na dimensão foi no grupo Autoclave de T= 1 Semana, embora a percentagem tenha diminuído do T=0 Horas até ao T= 24 Horas.

			Diferença entre médias (I-J)	Significância	Intervalo de confiança de 95%	
					Mínimo	Máximo
Hipoclorito	T= 0 H	Tm	0,004	1	-0,038	0,046
		T= 24 H	-0,007	1	-0,089	0,075
		T= 1S	-,087*	0,001	-0,136	-0,038
	Tm	T= 0 H	-0,004	1	-0,046	0,038
		T= 24 H	-0,011	1	-0,076	0,053
		T= 1 S	-,091*	0	-0,112	-0,07
	T= 24 H	T= 0 H	0,007	1	-0,075	0,089
		Tm	0,011	1	-0,053	0,076
		T= 1 S	-,080*	0,047	-0,159	-0,001
	T= 1 S	T= 0 H	,087*	0,001	0,038	0,136
		Tm	,091*	0	0,07	0,112
		T= 24 H	,080*	0,047	0,001	0,159
Autoclave	T= 0 H	Tm	,076*	0,049	0	0,152
		T= 24 H	,101*	0,004	0,034	0,168
		T= 1 S	-,113*	0,003	-0,185	-0,041
	Tm	T= 0 H	-,076*	0,049	-0,152	0
		T= 24 H	0,025	0,418	-0,016	0,065
		T= 1 S	-,190*	0	-0,263	-0,117
	T= 24 H	T= 0 H	-,101*	0,004	-0,168	-0,034
		Tm	-0,025	0,418	-0,065	0,016
		T= 1 S	-,214*	0	-0,279	-0,149
	T= 1 S	T= 0 H	,113*	0,003	0,041	0,185
		Tm	,190*	0	0,117	0,263
		T= 24 H	,214*	0	0,149	0,279

Tabela 6– Resultados teste Pairwise para os grupos Hipoclorito e Autoclave



O teste Pairwise permite ver onde há alterações estatisticamente significativas, se existem valores discrepantes e entre que subgrupos existe uma alteração maior da dimensão.

Através da análise da tabela 6 verificamos que as discrepâncias ocorrem essencialmente quando comparamos um subgrupo qualquer com os subgrupos de 1 semana, uma vez que em todos os casos o valor de significância é inferior a 0,05 o que nos indica que existem diferenças estatisticamente significativas. Isto acontece nos dois grupos, autoclave e hipoclorito.

Existem mais algumas discrepâncias, mas com valores de significância muito próximo de 0,05, por exemplo ao compararmos T método com T= 0 Horas  $p=0,049$ .

Na tabela 6 é ainda possível ver se houve expansão ou contração do material de impressão. Por exemplo, comparando T= 0 Horas e T= 24 Horas do grupo hipoclorito, verificamos que houve contração de  $0,007 \pm 0,024 \%$ , mas como  $p= 1$  este valor não é estatisticamente significativo.

Um caso de expansão é o obtido ao comparar os subgrupos T método e T= 24 Horas do grupo Autoclave, onde atinge um valor de  $0,025 \pm 0,012$  com  $p= 0,418$ , maior que 0,05, e portanto as diferenças não são estatisticamente significativas.

Onde ocorreu maior contração (-0,214), e com significância inferior a 0,05 foi no grupo de Autoclave entre a medição feita às 24 Horas e a realizada após uma semana.

Variáveis Independentes		N	Média	Desvio Padrão	Intervalo Confiança de 95%	
					Mínimo	Máximo
T0	Controlo	30	,3771	,22070	,2947	,4595
	Hipoclorito	30	,4579	,18251	,3897	,5260
	Autoclave	30	,4580	,19488	,3852	,5307
	Total	90	,4310	,20142	,3888	,4732
TM	Hipoclorito	30	,4620	,16593	,4000	,5239
	Autoclave	30	,4401	,22458	,3562	,5239
	Total	60	,4510	,19607	,4004	,5017
T24h	Controlo	20	,3112	,19550	,2197	,4027
	Hipoclorito	20	,4629	,19244	,3728	,5530
	Autoclave	20	,4523	,28745	,3178	,5869
	Total	60	,4088	,23602	,3478	,4698
T1sem	Controlo	10	,3003	,23190	,1344	,4662
	Hipoclorito	10	,6425	,13802	,5438	,7413
	Autoclave	10	,4277	,14688	,3226	,5328
	Total	30	,4568	,22345	,3734	,5403

Tabela 7– Comparação dos vários grupos em função dos tempos de medição

Na tabela 7 é possível perceber as alterações dimensionais que ocorreram em cada um dos grupos. Por exemplo, no grupo T= 0 Horas a média das alterações dimensionais é  $0,3771 \pm 0,22070$ .

Podemos verificar que em todos os tempos o grupo de hipoclorito é aquele no qual a média das alterações dimensionais são maiores, à exceção do T= 0 Horas que tem um valor de 0,4579, valor muito próximo do grupo autoclave para o mesmo tempo (0,4580).

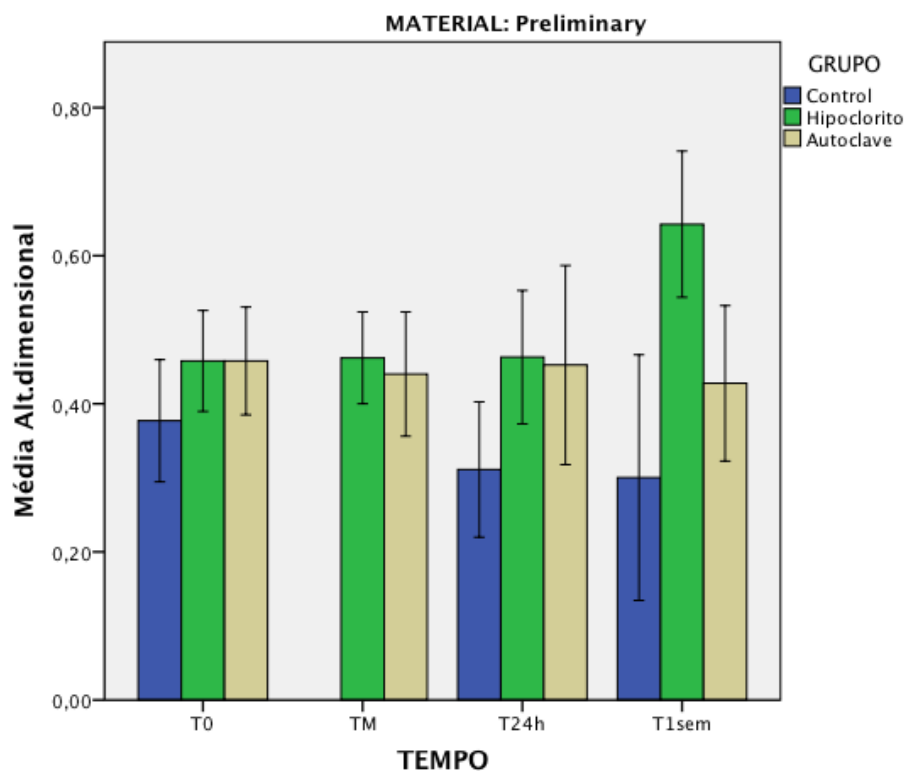


Gráfico 2 – Representação gráfica das médias das alterações dimensionais em função do tempo

Este gráfico (2) vem confirmar os dados obtidos na tabela anterior, mais concretamente que o grupo hipoclorito é o que tem média das alterações dimensionais mais elevadas em todos os tempos, à exceção do T= 0 Horas.

É possível ainda constatar que ao longo do tempo a média das alterações dimensionais foi mais reduzida no grupo de controlo, sendo que neste grupo a redução foi gradual ao longo do tempo.

Variáveis Dependentes				Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
							Lower Bound	Upper Bound
T0	Tukey HSD	Controlo	Hipoclorito	-,08078	,05164	,267	-,2039	,0424
			Autoclave	-,08086	,05164	,266	-,2040	,0423
		Hipoclorito	Controlo	,08078	,05164	,267	-,0424	,2039
			Autoclave	-,00008	,05164	1,000	-,1232	,1231
		Autoclave	Controlo	,08086	,05164	,266	-,0423	,2040
			Hipoclorito	,00008	,05164	1,000	-,1231	,1232
T 24 H	Games-Howell	Controlo	Hipoclorito	-,15171 <sup>*</sup>	,06134	,046	-,3013	-,0021
			Autoclave	-,14114	,07773	,180	-,3318	,0495
		Hipoclorito	Controlo	,15171 <sup>*</sup>	,06134	,046	,0021	,3013
			Autoclave	,01057	,07735	,990	-,1792	,2003
		Autoclave	Controlo	,14114	,07773	,180	-,0495	,3318
			Hipoclorito	-,01057	,07735	,990	-,2003	,1792
T 1 sem	Games-Howell	Controlo	Hipoclorito	-,34222 <sup>*</sup>	,08534	,003	-,5644	-,1200
			Autoclave	-,12738	,08681	,333	-,3525	,0977
		Hipoclorito	Controlo	,34222 <sup>*</sup>	,08534	,003	,1200	,5644
			Autoclave	,21483 <sup>*</sup>	,06374	,009	,0521	,3776
		Autoclave	Controlo	,12738	,08681	,333	-,0977	,3525
			Hipoclorito	-,21483 <sup>*</sup>	,06374	,009	-,3776	-,0521

Tabela 8 – Resultados teste Hoc Post para os vários grupos

O teste Hoc Post serve para fazer comparações entre os diversos grupos de métodos. Como no caso T = 0 Horas havia homogeneidade entre variâncias recorremos à informação do teste Tukey, considerando a tabela 8. Já no T= 24 Horas e T= 1 Semana, não havendo homogeneidade entre variâncias interessa fazer a comparação através da informação dada pela mesma tabela no que se refere ao teste Games-Howell.

Podemos ver que o grupo controlo em t= 0 Horas apresenta uma diferença de alteração dimensional de -0,08078% quando comparado com o grupo Hipoclorito do mesmo tempo. Como p= 0,267 a diferença entre os grupos não é estatisticamente significativa.

É possível dizer que as únicas diferenças significativas (com valores de significância inferiores a 0,05) dizem respeito ao grupo Hipoclorito e Controlo ao T= 24 Horas; ao grupo Autoclave com Hipoclorito ao T= 1 Semana e ainda ao grupo controlo e Hipoclorito de T= 1 Semana. Destes grupos a maior diferença foi observada entre o grupo controlo e hipoclorito ao T= 1 Semana sendo que assumiu um valor de 0,3422 %.

## **DISCUSSÃO**

A estabilidade dimensional é um fator crucial para a precisão das estruturas dentárias, nomeadamente em trabalhos protéticos, facto que determina com que seja de extrema importância o conhecimento dos materiais, nomeadamente indicações, vantagens e desvantagens, para conseguirmos advir qual o mais adequado ao nosso trabalho (Balkenhol *et al.*, 2010; Marković *et al.*, 2012; Pereira *et al.*, 2010; Sinobad *et al.*, 2014)

Estabilidade dimensional depende do tempo, das condições de armazenamento e da medição do modelo e molde de gesso (Kambhampati *et al.*, 2014).

Fatores como a contração de polimerização, que ocorre durante a polimerização dos materiais devido à redução do volume e à evaporação de álcool, e também à expansão dos materiais quando sujeitos a processos de desinfecção, são responsáveis pelas alterações dimensionais dos materiais de impressão (Sinobad *et al.*, 2014).

Os fatores que afetam mais a reprodução das estruturas moldadas estão mais relacionados com o material de moldagem do que com a técnica de moldagem *in situ*. (Vitti *et al.*, 2010).

O alginato, sendo um hidrocoloide irreversível, tem características hidrófilas o que faz com que apresente alterações dimensionais significativas aquando da desinfecção, nomeadamente através do método da imersão (Lara *et al.*, 2012; Rentzia, Coleman, O'Donnell, Dowling, & O'Sullivan, 2011).

A infeção cruzada é uma temática amplamente discutida, uma vez que no dia a dia estamos sujeitos a diversos riscos, designadamente aquando da manipulação de materiais dentários. Assume-se, assim, como fundamental a consciencialização para a necessidade de seguir determinadas normas de desinfecção e/ou esterilização dos materiais.

Tendo em consideração que nem sempre temos conhecimento da existência de patologias nos pacientes e por vezes também eles as desconhecem (Laheij *et al.*, 2012; Moreira & Jorge, 2001), é necessário tratarmos todos os pacientes da mesma forma, com o máximo de cuidado possível.

A desinfecção e/ ou esterilização sendo de extrema importância no controlo da infeção cruzada acarreta um problema: as alterações que provoca nos materiais, nomeadamente nos materiais de impressão.

Este estudo vai ao encontro do referido anteriormente, vinculando-se ao objectivo de avaliar as possíveis alterações dimensionais de um vinil polixiloxano após desinfecção e esterilização.

Têm sido feitos diversos estudos sobre a alteração dimensional dos materiais de impressão aquando da desinfecção e esterilização dos mesmos, com o intuito de perceber a interação que ocorre entre os materiais de impressão e os desinfetantes e se as variações que se observam são ou não significativas (Martin *et al.*, 2007).

Para este fim foi utilizado o material de impressão Imprint 4 Preliminary™ da 3M ESPE, vinil polixiloxano preliminar. Este material ainda é recente no mercado pelo que carece de estudos.

O material estudado, apesar de ser um silicone de adição, foi criado para substituir os alginatos e tem como vantagem, comparativamente a estes, a capacidade de possuir melhor estabilidade dimensional.

A escolha do material prendeu-se com o facto dos silicones de adição serem os materiais de impressão mais usados na prática de Medicina Dentária (Assunção *et al.*, 2006; Kambhampati *et al.*, 2014) devido ao seu fácil e rápido manuseamento, ao conforto do paciente e ainda à sua capacidade de reproduzir com clareza os detalhes (Marković *et al.*, 2012). O silicone de adição é considerado o material de impressão mais preciso (Amin, 2009; Mesquita *et al.*, 2012), dentro dos restantes elastómeros (Pereira *et al.*, 2010).

Os materiais mais estáveis dimensionalmente após desinfecção são os elastómeros (Estafanous *et al.*, 2012)

O material não foi espatulado manualmente, mas sim através de uma misturadora automática da marca Pentamix 2 da 3M ESPE™, uma vez que permite a homogeneidade do material bem como a diminuição da formação de bolhas, além de ser um método mais simples (X Lepe *et al.*, 1995; Martin *et al.*, 2007; Melilli *et al.*, 2008; Walker *et al.*, 2007).

As amostras foram realizadas com material que segue a norma ISO 4823:2000 e especificação nº19 da ADA, sendo que a alteração dimensional foi estudada de forma linear através de matriz metálica com 3 linhas horizontais e duas verticais, perpendiculares às anteriores (Abdullah, 2006; Amin, 2009; Giammanco *et al.*, 2009; Ivanis, 2000; Melilli *et al.*, 2008; Rios *et al.*, 1996; Silva & Salvador, 2004; Surendra *et al.*, 2011; Thota, 2014).

Muitos estudos simularam as condições da cavidade oral tridimensionalmente (Felton & Lang, 1998; Goel *et al.*, 2014; Kambhampati *et al.*, 2014; Kronström *et al.*, 2010; Xavier Lepe & Johnson, 1997; Schaefer, Schmidt, Goebel, & Kuepper, 2012; Vitti *et al.*, 2010)

Existem diversas formas de estudar a alteração dimensional dos materiais. Através da medição da distância entre limites de cada linha ou então através de fotografias, como foi o caso de um estudo realizado por Garrofe *et al.* (2011).

Segundo a norma ISO 4823:2000 o material usado tem que ser devidamente limpo antes de entrar em contacto com o material de impressão pelo que se procedeu à limpeza das matrizes e anéis metálicos recorrendo a ultrassons e a água. Existem diversas formas de limpar o material como por exemplo usando éter sulfúrico seguido de pó talco neutro (Goiato *et al.*, 2003) ou etanol (Dulaimi *et al.*, 2012). Ainda existem vários estudos nos quais não foi feita qualquer referência à limpeza do material (Amin, 2009; Xavier Lepe & Johnson, 1997; Melilli *et al.*, 2008; Sinobad *et al.*, 2014; Thota, 2014).

Todos os materiais usados devem ser retirados de local à temperatura ambiente,  $23 \pm 1^\circ\text{C}$ , e com humidade de  $50 \pm 10\%$  (Goiato *et al.*, 2003; Franco *et al.*, 2007)

Entre o material das placas metálicas foi utilizado uma folha de papel etileno para reter o material na matriz metálica, tal como noutros estudos (Amin, 2009; Dulaimi *et al.*, 2012; Walker *et al.*, 2007)

As amostras foram colocadas em banho-maria a uma temperatura de  $35 \pm 1^\circ\text{C}$  de forma a simular as condições da cavidade oral. Esta temperatura varia ligeiramente nos vários estudos, entre  $32 \pm 2^\circ\text{C}$  (Melilli *et al.*, 2008; Walker *et al.*, 2007) ,  $35 \pm 1^\circ\text{C}$  (Amin, 2009; Goiato *et al.*, 2003; Sinobad *et al.*, 2014) e  $37^\circ\text{C}$  (Martin *et al.*, 2007).



Foram utilizados pesos de 2 e 5 quilogramas de forma a promover o extravasamento do excesso de material das matrizes (Martin *et al.*, 2007) por cima de placa de alumínio. Vários estudos recorreram igualmente a este passo utilizando pesos de 1 quilograma (Amin, 2009; Dulaimi *et al.*, 2012) e 1, 5 quilogramas (Goiato *et al.*, 2003). Foi de igual forma, noutros estudos, utilizada placa por baixo dos pesos, quer de vidro (Goiato *et al.*, 2003), quer de metal (Walker *et al.*, 2007).

Os materiais de impressão têm tempo de preza recomendado pelo fabricante, mas é necessário ter atenção que dentro da cavidade oral a polimerização pode ter tempo diferente (Balkenhol *et al.*, 2010). Para garantir a polimerização completa no nosso material, foram escolhidos, para além do minuto e meio do tempo de preza, mais 3 minutos segundo a especificação nº 19 da ADA. Estes 3 minutos também foram aumentados em mais estudos (Walker *et al.*, 2007).

Segundo Balkenhol *et al.* (2010) no caso do vinil polisiloxano, como a recuperação elástica é relativamente pequena, não faz sentido aumentar o tempo.

A desinfeção provoca alterações na superfície e na composição química dos materiais através da diluição ou absorção dos surfatantes existentes nos materiais e aumentando a rugosidade superficial. Quanto maior o tempo de contacto com o desinfetante, maiores serão as modificações provocadas (X Lepe *et al.*, 1995).

Existem diversos materiais usados para realizar a desinfeção dos materiais de impressão, sendo eles o hipoclorito de sódio, glutaraldeído, etanol e clorohexidina.

O desinfetante escolhido foi o hipoclorito de sódio na percentagem de 5,25 por ser conhecido como uns dos desinfetantes mais eficaz e porque já tinha sido escolhido noutros testes (Correia-Sousa *et al.*, 2013; Dulaimi *et al.*, 2012; Martin *et al.*, 2007; Sinobad *et al.*, 2014). O Hipoclorito de Sódio é dos desinfetantes mais usado já que tem um largo espectro de atuação contra bactérias fungos, esporos e vírus, designadamente o do Herpes e da Imunodeficiência Adquirida (Dulaimi *et al.*, 2012).

O tempo de desinfeção varia entre autores, ainda que todos defendam que se forem períodos de tempo curtos não há alterações significativas na estabilidade dimensional. Hiraguchi *et al.* (2013) refere que o tempo de desinfeção deve ser inferior a 30 minutos. De acordo com Estafanous *et al.* (2012), Walker *et al.* (2007) e Sinobad *et al.* (2014) o

tempo recomendado para desinfetantes como hipoclorito de sódio, glutaraldeído e fenóis é entre os 10 e 15 minutos.

O tempo de contacto com a solução desinfetante está preconizada para 10-15 minutos (Estafanous *et al.*, 2012; Sinobad *et al.*, 2014; Walker *et al.*, 2007).

Apenas 10 minutos de imersão em desinfetante pode ser favorável na medida em que impede a sinerése (Kotsiomiti *et al.*, 2008) e é eficaz na remoção do vírus da Hepatite B (Carvalho *et al.*, 2006). Ainda está referenciado que mais de 10 minutos de imersão de um material em desinfetante pode promover a corrosão das moldeiras de metal (Felton & Lang, 1998). A corrosão também ocorre ao aumentarmos a concentração dos desinfetantes (Silva & Salvador, 2004).

Existe uma controvérsia no que diz respeito à alteração ou não da dimensão do vinil polissiloxano aquando da imersão em desinfetantes entre 10 e 60 minutos (Rios *et al.*, 1996).

É de ressaltar que muitos médicos dentistas deixam as impressões no desinfetante durante o atendimento do paciente e até mesmo a noite toda, o que interfere na estabilidade dimensional dos materiais uma vez que existe um tempo máximo de exposição ao material desinfetante (X Lepe *et al.*, 1995).

O material de desinfecção usado foi o Hipoclorito de Sódio a uma concentração de 5,25%. Este material é dos mais utilizados na prática clínica, sendo que as concentrações variam entre 0,525% (Abdullah, 2006; Dulaimi *et al.*, 2012), 1% (Amin, 2009; Silva & Salvador, 2004) e 5,25% (Estafanous *et al.*, 2012; Martin *et al.*, 2007; Sinobad *et al.*, 2014)

Imersão de hipoclorito a uma concentração de 1:10 em diluição (5,25%) durante 10 minutos é a recomendada (Kumar *et al.*, 2011).

Foi escolhido o método de imersão uma vez que é o método de desinfecção mais utilizado, acontecimento que se prende com o facto de existir contacto com toda a superfície do material de impressão (X Lepe *et al.*, 1995).

Após a desinfecção das amostras com hipoclorito de sódio a 5,25%, estas foram lavadas com água e secas com jato de ar para assegurar a total remoção do agente desinfetante.

Este passo de lavagem foi de igual forma efetuado por Johnson *et al.* (1998), Silva & Salvador (2004) e Walker *et al.* (2007) nos seus estudos.

Autoclave é considerado o método de esterilização mais efetivo (Thota, 2014). A temperatura da autoclave deve ser superior a 120°C (Goel *et al.*, 2014).

O nosso estudo foi efetuado com Autoclave a uma temperatura de 134°C durante um ciclo de 40 minutos. Esta duração deveu-se ao facto do aparelho ser da clínica dentária e ter ciclos já predefinidos e também por ter um grande tempo de secagem e um tempo de arrefecimento gradual.

Surendra *et al.* (2011) refere que a combinação de esterilização e desinfeção é um método eficaz.

A especificação 19 da ADA preconiza que os elastómeros, nos quais se enquadra o vinil polisiloxano, têm a capacidade de reproduzir detalhes com 25 micra ou menos (Leão *et al.*, 2014), facto que determina que a linha destinada ao estudo da alteração dimensional deste material seja a das 20 micra.

Para a medição das amostras no centro de controlo de pressão foi utilizado um valor de precisão de 0,00001mm, uma vez que o laser interferométrico tem a capacidade de ler até à unidade de nanómetro. Desta forma, ao termos mais precisão reduzimos o erro das medições e aumentamos a credibilidade das mesmas. O que está estipulado pela ISO 4823:2000 é que as medições devem ser realizadas com a precisão de 0,01mm, mas em muitos casos aumenta-se a precisão para 0,001mm (Martin *et al.*, 2007; Melilli *et al.*, 2008; Silva & Salvador, 2004).

As medições foram realizadas em 3 tempos no caso dos grupos controlo, às 0 horas, às 24 horas e passados 7 dias. Aos grupos de esterilização e desinfeção foi apenas acrescentado o tempo após o método aos quais foram submetidos.

Os tempos de medição variam entre estudos, sendo que, para além dos tempos mencionados anteriormente, realizam as medições das amostras também após 6 horas (Melilli *et al.*, 2008) e 2 dias (Leão *et al.*, 2014), ou até mesmo medir só até às 24 horas (Martin *et al.*, 2007) ou aumentar as medições até às 2 semanas (Walker *et al.*, 2007).

Através da análise dos resultados obtidos é possível verificar que ao tempo de medição 0 horas, os grupos autoclave e controlo têm valores de alteração dimensional

semelhantes, mas o mesmo não se verifica para os grupos do hipoclorito que apresentam valores médios muito discrepantes dos anteriores. Este facto não tem qualquer explicação na medida em que as amostras foram todas efetuadas segundo as mesmas condições.

Neste estudo, os grupos controlo mantiveram-se mais estáveis dimensionamente ao longo do tempo, quando comparados com os restantes grupos. Foi possível verificar uma alteração mais notável às 24 horas.

O valor da alteração dimensional que se obteve no grupo de controlo às 24 horas foi de  $0,3187 \pm 0,20517\%$ , constituindo o valor máximo durante as 3 medições.

A contração de polimerização silicone adição às 24 horas é  $0,22\%$  (Garrofe *et al.*, 2011; Kambhampati *et al.*, 2014).

Segundo Franco, da Cunha, & Benetti, (2007), o vinil polixiloxano é tão estável aos 7 dias como às 24 horas.

Nos grupos submetidos a desinfecção com hipoclorito de sódio, a maior alteração dimensional verificou-se aos 7 dias, facto que nos faz considerar que neste tipo de desinfecção é recomendado o vazamento a gesso até às 24 horas, tempo que não revelou grandes alterações.

O valor máximo medido nos grupos de hipoclorito foi  $0,6425 \pm 0,13802$ , aos 7 dias.

Os silicones de adição não apresentam alterações dimensionais significativas aquando da imersão em hipoclorito de sódio (Goiato *et al.*, 2003).

Já os grupos nos quais foi feita esterilização por autoclavagem foram os que apresentavam uma maior variação em termos de alterações dimensionais, sendo que até às 24 horas as medições foram revelando uma descida na percentagem da alteração dimensional, que voltou a aumentar de forma abrupta aos 7 dias de medição.

De acordo com um estudo feito sobre as alterações dimensionais provocadas pela autoclave foi obtido maior alteração dimensional no momento após o processo comparativamente com os outros tempos medidos (antes da esterilização e passadas 24 horas), o que sugere que se deva vaziar a impressão assim que possível (Surendra *et al.*,

2011). Neste estudo apesar de ter ocorrido alteração imediatamente após autoclavagem esta diminui posteriormente.

As alterações dimensionais num silicone de adição após autoclave foram estatisticamente significativas ( $p$  inferior a 0,05) e portanto tem que se vaziar a gesso até às 24 Horas (Thota, 2014).

Já Kollefrath *et al*, (2010) afirma que a estabilidade dimensional dos silicones não era afetada pelo processo de autoclavagem à temperatura de 134°C a uma duração de 18 minutos.

A ADA admite que alterações dimensionais dos silicones de adição é aceitável ate valores de 0,5% (Pereira *et al.*, 2010).

Segundo a norma ISO 4823:2000 um material de consistência 2 terá de ter uma alteração dimensional máxima de 1,5 % para ser considerada significativa. Neste estudo obtivemos valores máximos de 0,3185% no grupo controlo, 0,6425% no grupo submetido desinfeção com hipoclorito de sódio e 0,4277% no grupo sujeito a esterilização por autoclave, o que nos leva a considerar que não existem alterações dimensionais clinicamente significativas, ao longo do tempo, em nenhum dos grupos.

De uma forma geral podemos aferir que o material sofreu contração em relação à matriz na qual o material foi produzido, ao longo do tempo. Exceção ao referido foi verificada ao tempo Método das amostras sujeitas a desinfeção com Hipoclorito de Sódio e nas amostras que sofreram processo de autoclavagem até ao tempo 24 Horas.

Onde ocorreu maior percentagem de alteração dimensional, quer no grupo da desinfeção quer no da esterilização, foi entre as medições realizadas entre os tempos 24 Horas e 1 Semana. Desta forma podemos aferir que as amostras devem ser vazadas a gesso apos as 24 horas por forma a sofrerem menos alterações dimensionais.

As alterações encontradas ao longo das várias medições podem-se dever por exemplo ao facto de ocorrer uma retração do material de impressão em consequência de uma incompleta recuperação elástica e da polimerização residual, ainda que sendo o material hidrofóbico não absorve água aquando do seu armazenamento, daí ser preconizado que estes materiais consigam manter a sua estabilidade dimensional por 14 dias (Franco *et al.*, 2007).

Este estudo, tal como muitos outros, tem as suas limitações, nomeadamente o facto de apenas se estudar uma marca: ao ser um procedimento feito extraoralmente elimina os tecidos intraorais, fluídos e retenções encontradas quando realizamos impressões e ainda o acréscimo de ser um estudo dependente da habilidade da pessoa que realiza as impressões.

## CONCLUSÃO

Para o sucesso de qualquer reabilitação é fundamental uma boa impressão das estruturas dentárias e portanto é de extrema importância ter conhecimento dos materiais de impressão que usamos.

O material Imprint 4 Preliminary<sup>TM</sup> da 3M ESPE, mostrou sofrer alterações dimensionais quando não submetido a qualquer tipo de desinfecção ou esterilização e aquando da esterilização em autoclave e desinfecção com hipoclorito de sódio a 5,25%, o que faz com que não se confirme a hipótese nula, mas sim a hipótese 1.

Houve contração do material em relação à matriz no grupo Hipoclorito de Sódio ao longo do tempo, à exceção da medição realizada após o método. No Grupo Autoclave houve expansão até as 24 Horas, sendo que posteriormente ocorreu contração. As maiores alterações dimensionais, em percentagem, ocorreram após as 24 Horas em ambos os grupos.

O vinil polixiloxano estudado, segundo a norma ISO 4823:2000, não sofreu alterações dimensionais clinicamente significativas e portanto é primordial insistir na realização da desinfecção e/ ou esterilização, por forma a reduzir a infecção cruzada.

É necessário aplicarmos as medidas de desinfecção e/ou esterilização para qualquer paciente na medida em que muitos não dizem que têm determinadas patologias ou até mesmo por desconhecimento das mesmas.

## BIBLIOGRAFIA

- Abdelaziz, K. M., Hassan, A. M., & Hodges, J. S. (2004). Reproducibility of sterilized rubber impressions. *Brazilian Dental Journal*, 15(3), 209–213. doi:10.1590/S0103-64402004000300009
- Abdullah, M. A. (2006). Surface detail, compressive strength, and dimensional accuracy of gypsum casts after repeated immersion in hypochlorite solution. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(6), 462–468. doi:10.1016/j.prosdent.2006.03.019
- Acid, P., Meira, D. M., Collares, T., Teresinha, S., Sand, V. Der, Collares, F. M., Samuel, W. (2011). Influência do Tempo na Desinfecção de Alginato Contaminado com Staphylococcus Aureus em Ácido Peracético ou Gluutaraldeído , 11–14.
- Amin, W. (2009). The Effects of Disinfectants on Dimensional Accuracy and Surface Quality of Impression Materials and Gypsum Casts. *Journal of Clinical Medicine Research*, 1(2), 81–89. doi:10.4021/jocmr2009.04.1235
- Amorim, T. N., Rodrigues, C. R. T., Vieira, M., Luiz, O., Barbosa, C., Filippi, V., & Carvalho, G. (2015). Análise da Estabilidade Dimensional do Hidrocolóide Irreversível de duas mascaras comerciais, 9, 5–10.
- Anusavice, K. J., Shen, C., Rawls, H. R. (2005). *Phillips Materiais Dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier.
- Assunção, W. G., Marinho, M. L. V. D., Dos Santos, P. H., Gennari Filho, H., & Goiato, M. C. (2006). Avaliação da alteração dimensional linear de silicones para inclusão laboratorial Proposição Forma de utilização dos materiais. *Revista de Odontologia Da UNESP*, 35(2), 113–118.
- Balkenhol, M., Haunschild, S., Erbe, C., & Wöstmann, B. (2010). Influence of prolonged setting time on permanent deformation of elastomeric impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(5), 288–294. doi:10.1016/S0022-3913(10)60060-1
- Bustamante, C. G., Paraventi, B. H., Sérgio, P., & Prótese, M. O. (n.d.). Avaliação Da Alteração Dimensional in Vitro Entre Duas Diferentes Marcas Comerciais De Silicones De Polimerização Por Adição E Condensação. *Umc.Br*, 0–2. Retrieved from [http://www.umc.br/XII\\_congresso/projetos/Carolina\\_Goncalves.pdf](http://www.umc.br/XII_congresso/projetos/Carolina_Goncalves.pdf)
- Carvalho, V., Gonçalves, M. C., Rosa, S., & Pereira, O. (2006). Evaluation of Dimensional Stability of Impression Materials Immersed in Disinfectant Solutions Using a Metal Tray. *Evaluation*, 261–265.
- Chandran, D. T., Jagger, D. C., Jagger, R. G., & Barbour, M. E. (2010). Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 20(5), 243–249. doi:10.3233/BME-2010-0638



- Chen, S. Y., Liang, W. M., & Chen, F. N. (2004). Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *Journal of Dentistry*, 32(8), 603–609. doi:10.1016/j.jdent.2004.04.002
- Correia-Sousa, J., Tabaio, A. M., Silva, A., Pereira, T., Sampaio-Maia, B., & Vasconcelos, M. (2013). The effect of water and sodium hypochlorite disinfection on alginate impressions. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria E Cirurgia Maxilofacial*, 54(1), 8–12. doi:10.1016/j.rpemd.2012.12.003
- Dulaimi, S. F., Al-wahab, Z. N., Technologies, M., & Technologies, M. (2012). The effect of disinfectants on the surface quality of irreversible hydrocolloid impression material and gypsum cast, 25(1), 95–100.
- Estafanous, E. W., Palenik, C. J., & Platt, J. a. (2012). Disinfection of Bacterially Contaminated Hydrophilic PVS Impression Materials. *Journal of Prosthodontics*, 21(1), 16–21. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00788.x
- Felton, D. a, & Lang, B. R. (1998). Esearch and. *J Prosthet Dent*, 79(4), 446–53.
- Franco, E. B., da Cunha, L. F., & Benetti, A. R. (2007). Effect of storage period on the accuracy of elastomeric impressions. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 15(3), 195–198. doi:10.1590/S1678-77572007000300008
- Garrofe, a B., Ferrari, B. a, Picca, M., & Kaplan, a E. (2011). Linear dimensional stability of elastomeric impression materials over time. *Acta Odontol Latinoam*, 24(3), 289–294. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22550824>
- Giammanco, G. M., Melilli, D., Rallo, A., Pecorella, S., Mammina, C., & Pizzo, G. (2009). Resistance to disinfection of a polymicrobial association contaminating the surface of elastomeric dental impressions. *New Microbiologica*, 32(2), 167–172.
- Goel, K., Gupta, R., Solanki, J., & Nayak, M. (2014). A Comparative Study Between Microwave Irradiation and Sodium Hypochlorite Chemical Disinfection : A Prosthodontic View, 8(4), 4–8. doi:10.7860/JCDR/2014/8578.4274
- Goiato, M. C., Fernandes, a. Ú. R., Lopes, W. C., Filho, H. G., Assunção, W. G., & Casts, P. (2003). Influência da Desinfecção Química de dois tipos de silicone na alteração dimensional e manutenção de detalhes em modelos de gesso. *Revista Brasileira de Prótese Clínica E Laboratorial*, 5(27), 373–379.
- Gonçalves, M. (2012). Desenvolvimento de sistemas de medição interferométrica para a calibração de distanciômetros. Universidade Nova de Lisboa.
- Hiraguchi, H., Kaketani, M., Hirose, H., Kikuchi, H., & Yoneyama, T. (2013). Dimensional changes in stone casts resulting from long-term immersion of addition-type silicone rubber impressions in disinfectant solutions. *Dental Materials Journal*, 32(3), 361–6. doi:10.4012/dmj.2012-159

- Ivanis, T. (2000). Dimensional Stability of Elastomeric Impression Materials Disinfected in a Solution of 0 . 5 % Chlorhexidine Gluconate and Alcohol, (6), 1–4.
- Kambhampati, S., Subhash, V., Vijay, C., & Das, A. (2014). Effect of temperature changes on the dimensional stability of elastomeric impression materials, 6(August 2013), 12–19.
- Kollefrath, R., Savary, M., & Schwela, J. (2010). An evaluation of the fit of metal-ceramic restorations made with an autoclaved silicone-based impression material. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 11(4), 63–70. doi:1526-3711-701 [pii]
- Kotsiomi, E., Tzialla, a., & Hatjivasiliou, K. (2008). Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - A literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(4), 291–299. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01771.x
- Kronström, M. H., Johnson, G. H., & Hompesch, R. W. (2010). Accuracy of a new ring-opening metathesis elastomeric dental impression material with spray and immersion disinfection. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(1), 23–30. doi:10.1016/S0022-3913(09)60210-9
- Kumar, R. N., Reddy, S. M., Karthigeyan, S., Punithavathy, R., Karthik, K. S., & Manikandan, R. (2011). The effect of repeated immersion of gypsum cast in sodium hypochlorite and glutaraldehyde on its physical properties. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*.
- Laheij, a. M. G. a, Kistler, J. O., Belibasakis, G. N., Välimaa, H., & de Soet, J. J. (2012). Healthcare-associated viral and bacterial infections in dentistry. *Journal of Oral Microbiology*, 4(2012), 1–10. doi:10.3402/jom.v4i0.17659
- Lara, N., Pedrosa, M., Alexandre, M., & Sinhoreti, C. (2012). Efeito de diferentes técnicas da desinfecção na precisão de moldes de alginato avaliada em modelos de gesso, 285–289.
- Leão, M. P., Pinto, C. P., Sponchiado, A. P., & Ornaghi, B. P. (2014). Dimensional stability of a novel polyvinyl siloxane impression technique, 13(2), 118–123.
- Lemos, S., Oliveira, R., Pereira, B., & Ferreira, F. (2010). Avaliação da alteração dimensional de modelos obtidos a partir de moldagens com alginato tradicional e outro com desinfetante, 39(1), 41–47.
- Lepe, X., & Johnson, G. H. (1997). Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(3), 245–249. doi:10.1016/S0022-3913(97)70021-0
- Lepe, X., Johnson, G. H., & Berg, J. C. (1995). Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long-term disinfection. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(2), 181–186.

- Marković, D., Puškar, T., Hadžistević, M., Potran, M., Blažić, L., & Hodolič, J. (2012). the Dimensional Stability of Elastomeric Dental Impression Materials. *Contemporary Materials*, 1(3), 105–110. doi:10.7251/COM1201105M
- Martin, N., Martin, M. V., & Jedyndakiewicz, N. M. (2007). The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. *Dental Materials*, 23(6), 760–768. doi:10.1016/j.dental.2007.01.004
- Melilli, D., Rallo, A., Cassaro, A., & Pizzo, G. (2008). The effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *Journal of Oral Science*, 50(4), 441–446. doi:10.2334/josnurd.50.441
- Mesquita, V. T. De, Rodrigues, R. A., Ulisses, A., Batista, D., Henrique, A., & Dias, D. M. (2012). Avaliação da alteração dimensional de técnicas de moldagem de trabalho em prótese fixa Accuracy ' s Evaluation of Impression Techniques in Fixed, 11(2), 145–150.
- Moreira, E., & Jorge, A. (2001). Desinfecção de Moldes de Hidrocolóide Irreversível e Modelos de gesso com Hipoclorito de Sódio: Eficiência e Estabilidade Dimensional, 30(1), 107–119.
- Pereira, J. R., Murata, K. Y., Valle, A. L. Do, Ghizoni, J. S., & Shiratori, F. K. (2010). Linear dimensional changes in plaster die models using different elastomeric materials. *Brazilian Oral Research*, 24(3), 336–341. doi:10.1590/S1806-83242010000300013
- Raipure, P., & Kharsan, V. (2014). ORIGINAL RESEARCH C omparative E valuation of D imensional A ccuracy and S urface D etail R eproduction of E lastomeric I mpression M aterial when T reated with T hree R etraction C ord M edicaments : A n I n V itro S tudy, 1(2), 12–20.
- Renato, P., Zuim, J., & Máximo, G. M. (2003). Avaliação da estabilidade dimensional da técnica de reembasamento de moldes de hidrocolóide irreversível, 56–61.
- Rentzia, a., Coleman, D. C., O'Donnell, M. J., Dowling, a. H., & O'Sullivan, M. (2011). Disinfection procedures: Their efficacy and effect on dimensional accuracy and surface quality of an irreversible hydrocolloid impression material. *Journal of Dentistry*, 39(2), 108–116. doi:10.1016/j.jdent.2010.11.003
- Rios, M. P., Morgano, S. M., Stein, R. S., & Rose, L. (1996). Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 356–362. doi:10.1016/S0022-3913(96)90538-7
- Saraiva, F., Dias, R., & Gentil, S. (2006). Princípio Teórico de um Laser Interferométrico.
- Saraiva, F., Filipe, E., Eusébio, L., & Gentil, S. (2011). O laser na realização prática da definição do metro, 34, 8–11.

- Schaefer, O., Schmidt, M., Goebel, R., & Kuepper, H. (2012). Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(3), 165–172. doi:10.1016/S0022-3913(12)60141-3
- Silva, S. M. L. M. Da, & Salvador, M. C. G. (2004). Effect of the disinfection technique on the linear dimensional stability of dental impression materials. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 12(3), 244–249. doi:10.1590/S1678-77572004000300016
- Sinobad, T., Obradovic-Djuricic, K., Nikolic, Z., Dodic, S., Lazic, V., Sinobad, V., & Jesenko-Rokvic, A. (2014). The effect of disinfectants on dimensional stability of addition and condensation silicone impressions. *Vojnosanitetski Pregled*, 71(3), 251–258. doi:10.2298/VSP120709037S
- Surendra, G. P., Anjum, A., Babu, C. L. S., & Shetty, S. (2011). Evaluation of dimensional stability of autoclavable elastomeric impression material. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 11(1), 63–66. doi:10.1007/s13191-011-0061-1
- Thota, K. K. (2014). A Comparative Evaluation of the Dimensional Stability of Three Different Elastomeric Impression Materials after Autoclaving – An Invitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 48–50. doi:10.7860/JCDR/2014/9768.5036
- Vitti, R. P., Leonardo, R., & Consani, X. (2010). Estudo da precisão dimensional de modelos de gesso confeccionados com diferentes técnicas e materiais de moldagem elastoméricos, 139–144.
- Walker, M. P., Rondeau, M., Petrie, C., Tasca, A., & Williams, K. (2007). Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric ipression materials after disinfection: Basic science research. *Journal of Prosthodontics*, 16(5), 343–351. doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00206.x

## ANEXOS

Tests of Normality								
Material			Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Preliminary	Control	T0	,229	10	,148	,936	10	,515
		T24h	,169	10	,200 <sup>*</sup>	,962	10	,807
		T1s	,162	10	,200 <sup>*</sup>	,953	10	,708
	Hipoclorito	T0	,240	10	,107	,839	10	,043
		TM	,185	10	,200 <sup>*</sup>	,969	10	,879
		T24h	,117	10	,200 <sup>*</sup>	,993	10	,999
		T1s	,150	10	,200 <sup>*</sup>	,980	10	,968
	Autoclave	T0	,152	10	,200 <sup>*</sup>	,964	10	,826
		TM	,124	10	,200 <sup>*</sup>	,970	10	,892
		T24h	,154	10	,200 <sup>*</sup>	,966	10	,850
		T1s	,223	10	,172	,889	10	,166

Within-Subjects Factors	
Measure: tempo	
fator1	Dependent Variable
1	T0
2	TM
3	T24h
4	T1s

Descriptive Statistics					
Material			Mean	Std. Deviation	N
Preliminary	Control	T0	,2889	,14844	10
		T24h	,3185	,20517	10
		T1s	,3003	,23190	10
	Hipoclorito	T0	,5554	,12544	10
		TM	,5515	,12964	10
		T24h	,5628	,10978	10
		T1s	,6425	,13802	10
	Autoclave	T0	,3144	,14162	10
		TM	,2381	,14725	10
		T24h	,2135	,12352	10
		T1s	,4277	,14688	10

Mauchly's Test of Sphericity <sup>a</sup>									
Measure: tempo									
Material			Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon <sup>b</sup>		
							Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Lower-bound
Preliminary	Control	fator1	,571	4,483	2	,106	,700	,789	,500
	Hipoclorito	fator1	,081	19,395	5	,002	,549	,655	,333
	Autoclave	fator1	,582	4,178	5	,527	,804	1,000	,333

Tests of Within-Subjects Effects								
Measure: tempo								
Material				Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Preliminary	Control	fator1	Sphericity Assumed	,004	2	,002	,487	,622
			Greenhouse-Geisser	,004	1,400	,003	,487	,560
			Huynh-Feldt	,004	1,578	,003	,487	,581
			Lower-bound	,004	1,000	,004	,487	,503
		Error(fator1)	Sphericity Assumed	,082	18	,005		
			Greenhouse-Geisser	,082	12,596	,007		
			Huynh-Feldt	,082	14,204	,006		
			Lower-bound	,082	9,000	,009		
	Hipoclorito	fator1	Sphericity Assumed	,056	3	,019	11,676	,000
			Greenhouse-Geisser	,056	1,646	,034	11,676	,001
			Huynh-Feldt	,056	1,966	,029	11,676	,001
			Lower-bound	,056	1,000	,056	11,676	,008
		Error(fator1)	Sphericity Assumed	,043	27	,002		
			Greenhouse-Geisser	,043	14,812	,003		
			Huynh-Feldt	,043	17,693	,002		
			Lower-bound	,043	9,000	,005		
	Autoclave	fator1	Sphericity Assumed	,278	3	,093	47,263	,000
			Greenhouse-Geisser	,278	2,412	,115	47,263	,000
			Huynh-Feldt	,278	3,000	,093	47,263	,000
			Lower-bound	,278	1,000	,278	47,263	,000
		Error(fator1)	Sphericity Assumed	,053	27	,002		
			Greenhouse-Geisser	,053	21,709	,002		
			Huynh-Feldt	,053	27,000	,002		
			Lower-bound	,053	9,000	,006		

Pairwise Comparisons								
Measure: tempo								
Material				Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
							Lower Bound	Upper Bound
Preliminary	Control	1	3	-,030	,031	1,000	-,121	,062
			4	-,011	,037	1,000	-,121	,098
		3	1	,030	,031	1,000	-,062	,121
			4	,018	,019	1,000	-,038	,075
		4	1	,011	,037	1,000	-,098	,121
			3	-,018	,019	1,000	-,075	,038
	Hipoclorito	1	2	,004	,013	1,000	-,038	,046
			3	-,007	,024	1,000	-,089	,075
			4	-,087 <sup>*</sup>	,015	,001	-,136	-,038
		2	1	-,004	,013	1,000	-,046	,038
			3	-,011	,019	1,000	-,076	,053
			4	-,091 <sup>*</sup>	,006	,000	-,112	-,070
		3	1	,007	,024	1,000	-,075	,089
			2	,011	,019	1,000	-,053	,076
			4	-,080 <sup>*</sup>	,023	,047	-,159	-,001
		4	1	,087 <sup>*</sup>	,015	,001	,038	,136
			2	,091 <sup>*</sup>	,006	,000	,070	,112
			3	,080 <sup>*</sup>	,023	,047	,001	,159
	Autoclave	1	2	,076 <sup>*</sup>	,023	,049	,000	,152
			3	,101 <sup>*</sup>	,020	,004	,034	,168
			4	-,113 <sup>*</sup>	,021	,003	-,185	-,041
		2	1	-,076 <sup>*</sup>	,023	,049	-,152	,000
			3	,025	,012	,418	-,016	,065
			4	-,190 <sup>*</sup>	,022	,000	-,263	-,117
		3	1	-,101 <sup>*</sup>	,020	,004	-,168	-,034
			2	-,025	,012	,418	-,065	,016
			4	-,214 <sup>*</sup>	,019	,000	-,279	-,149
		4	1	,113 <sup>*</sup>	,021	,003	,041	,185
			2	,190 <sup>*</sup>	,022	,000	,117	,263
			3	,214 <sup>*</sup>	,019	,000	,149	,279



Tests of Normality									
MATERIAL				Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
				Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Preliminary	T0	Alt.dimensional	Control	,114	30	,200 <sup>*</sup>	,982	30	,884
			Hipoclorito	,117	30	,200 <sup>*</sup>	,982	30	,869
			Autoclave	,080	30	,200 <sup>*</sup>	,978	30	,770
	TM	Alt.dimensional	Hipoclorito	,088	30	,200 <sup>*</sup>	,964	30	,384
			Autoclave	,122	30	,200 <sup>*</sup>	,978	30	,778
	T24h	Alt.dimensional	Control	,133	20	,200 <sup>*</sup>	,963	20	,606
			Hipoclorito	,140	20	,200 <sup>*</sup>	,980	20	,931
			Autoclave	,117	20	,200 <sup>*</sup>	,954	20	,437
	T1sem	Alt.dimensional	Control	,162	10	,200 <sup>*</sup>	,953	10	,708
			Hipoclorito	,150	10	,200 <sup>*</sup>	,980	10	,968
			Autoclave	,223	10	,172	,889	10	,166

Test of Homogeneity of Variances					
Alt.dimensional					
MATERIAL		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Preliminary	T0	,910	2	87	,406
	TM	2,437	1	58	,124
	T24h	3,448	2	57	,039
	T1sem	1,555	2	27	,229

Descriptives										
Alt.dimensional										
MATERIAL			N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
							Lower Bound	Upper Bound		
Preliminary	T0	Control	30	,3771	,22070	,04029	,2947	,4595	-,09	,89
		Hipoclorito	30	,4579	,18251	,03332	,3897	,5260	,08	,83
		Autoclave	30	,4580	,19488	,03558	,3852	,5307	,09	,84
		Total	90	,4310	,20142	,02123	,3888	,4732	-,09	,89
	TM	Hipoclorito	30	,4620	,16593	,03029	,4000	,5239	,15	,80
		Autoclave	30	,4401	,22458	,04100	,3562	,5239	-,02	,91
		Total	60	,4510	,19607	,02531	,4004	,5017	-,02	,91
	T24h	Control	20	,3112	,19550	,04371	,2197	,4027	-,05	,62
		Hipoclorito	20	,4629	,19244	,04303	,3728	,5530	,07	,87
		Autoclave	20	,4523	,28745	,06428	,3178	,5869	,00	,93
		Total	60	,4088	,23602	,03047	,3478	,4698	-,05	,93
	T1sem	Control	10	,3003	,23190	,07333	,1344	,4662	-,03	,69
		Hipoclorito	10	,6425	,13802	,04365	,5438	,7413	,43	,90
		Autoclave	10	,4277	,14688	,04645	,3226	,5328	,26	,65
		Total	30	,4568	,22345	,04080	,3734	,5403	-,03	,90

Test of Homogeneity of Variances					
Alt.dimensional					
MATERIAL		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Preliminary	T0	,910	2	87	,406
	TM	2,437	1	58	,124
	T24h	3,448	2	57	,039
	T1sem	1,555	2	27	,229

ANOVA							
Alt.dimensional							
MATERIAL			Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Preliminary	T0	Between Groups	,131	2	,065	1,633	,201
		Within Groups	3,480	87	,040		
		Total	3,611	89			
	TM	Between Groups	,007	1	,007	,185	,669
		Within Groups	2,261	58	,039		
		Total	2,268	59			
	T24h	Between Groups	,287	2	,143	2,727	,074
		Within Groups	3,000	57	,053		
		Total	3,287	59			
	T1sem	Between Groups	,598	2	,299	9,507	,001
		Within Groups	,850	27	,031		
		Total	1,448	29			

Robust Tests of Equality of Means						
Alt.dimensional						
MATERIAL			Statistic <sup>a</sup>	df1	df2	Sig.
Preliminary	T0	Welch	1,457	2	57,665	,241
	TM	Welch	,185	1	53,393	,669
	T24h	Welch	3,402	2	37,085	,044
	T1sem	Welch	9,865	2	17,383	,001

**Post Hoc Test**

<b>Multiple Comparisons</b>									
Dependent Variable: Alt.dimensional									
MATERIAL				Mean Differe nce (I- J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval		
							Low er Bou nd	Upper Boun d	
Preliminary	T0	Tukey HSD	Control	Hipoclorito	-,08078	,05164	,267	-,2039	,0424
				Autoclave	-,08086	,05164	,266	-,2040	,0423
			Hipoclorito	Control	,08078	,05164	,267	-,0424	,2039
				Autoclave	-,00008	,05164	1,000	-,1232	,1231
			Autoclave	Control	,08086	,05164	,266	-,0423	,2040
				Hipoclorito	,00008	,05164	1,000	-,1231	,1232
		Game s- Howel l	Control	Hipoclorito	-,08078	,05229	,278	-,2067	,0451
				Autoclave	-,08086	,05376	,297	-,2102	,0485
			Hipoclorito	Control	,08078	,05229	,278	-,0451	,2067
				Autoclave	-,00008	,04875	1,000	-,1173	,1172
			Autoclave	Control	,08086	,05376	,297	-,0485	,2102
				Hipoclorito	,00008	,04875	1,000	-,1172	,1173
	T2 4h	Tukey HSD	Control	Hipoclorito	-,15171	,07254	,101	-,326	,0229

								3	
				Autoclave	-,14114	,07254	,135	- ,315 7	,0334
			Hipoclorito	Control	,15171	,07254	,101	- ,022 9	,3263
				Autoclave	,01057	,07254	,988	- ,164 0	,1851
			Autoclave	Control	,14114	,07254	,135	- ,033 4	,3157
				Hipoclorito	-,01057	,07254	,988	- ,185 1	,1640
	Game s- Howel 1	Control	Hipoclorito	- ,15171*	,06134	,046	- ,301 3		-,0021
			Autoclave	-,14114	,07773	,180	- ,331 8		,0495
		Hipoclorito	Control	,15171*	,06134	,046	,002 1		,3013
			Autoclave	,01057	,07735	,990	- ,179 2		,2003
		Autoclave	Control	,14114	,07773	,180	- ,049 5		,3318
			Hipoclorito	-,01057	,07735	,990	- ,200 3		,1792
	T1s em	Tukey HSD	Control	Hipoclorito	- ,34222*	,07933	,001	- ,538 9	-,1455
				Autoclave	-,12738	,07933	,261	- ,324 1	,0693
			Hipoclorito	Control	,34222*	,07933	,001	,145 5	,5389
				Autoclave	,21483*	,07933	,030	,018 1	,4115
			Autoclave	Control	,12738	,07933	,261	- ,069 3	,3241
				Hipoclorito	- ,21483*	,07933	,030	- ,411 5	-,0181

		Game s- Howel 1	Control	Hipoclorito	-,34222*	,08534	,003	-,564 4	-,1200
				Autoclave	-,12738	,08681	,333	-,352 5	,0977
			Hipoclorito	Control	,34222*	,08534	,003	,120 0	,5644
				Autoclave	,21483*	,06374	,009	,052 1	,3776
			Autoclave	Control	,12738	,08681	,333	-,097 7	,3525
				Hipoclorito	-,21483*	,06374	,009	-,377 6	-,0521

Independent Samples Test <sup>a</sup>												
MATERIAL				Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
				F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
											Lower	Upper
Preliminary	T M	Alt.dim ensional	Equal variances assumed	2,437	,124	,430	58	,669	,02190	,05098	-,08015	,12395
			Equal variances not assumed			,430	53,393	,669	,02190	,05098	-,08033	,12414